

(51)Int.Cl ⁸	識別記号	序内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 6 T 1/00			G 0 6 F 15/62	3 9 0 A
A 6 1 B 6/00		7638-2 J	A 6 1 B 6/00	3 5 0 A
G 0 6 T 5/20			G 0 6 F 15/68	4 0 0 A
				4 0 5

審査請求 未請求 請求項の数 8 OL (全 25 頁)

(21)出願番号	特願平7-94693	(71)出願人	000005201 富士写真フィルム株式会社 神奈川県南足柄市中沼210番地
(22)出願日	平成7年(1995)4月20日	(72)発明者	中島 延淑 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フィルム株式会社内
		(72)発明者	武尾 英哉 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フィルム株式会社内
		(72)発明者	山田 雅彦 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フィルム株式会社内
		(74)代理人	弁理士 柳田 征史 (外1名)

(54)【発明の名称】 計算機支援画像診断装置

(57)【要約】

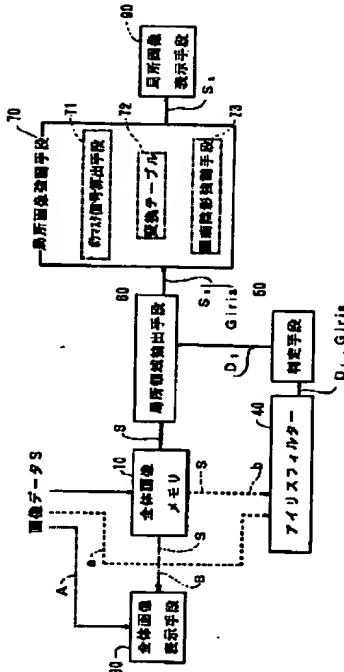
【目的】 計算機支援画像診断装置において、ノイズ成分等の画像読影に不要な成分を強調することなく、注する特定の画像部分だけを効率よく強調処理する。

【構成】 全体画像メモリ10に記憶された、濃度値Dorgの画像データSに対して、アイリスフィルター40によるアイリスフィルターの演算を施して、腫瘍陰影を示す信号Girisを検出し、この信号Girisに対して変換テーブル72により単調増加関数 β の変換を施し、ポケマスク信号算出手段71により原画像の信号Dorgに対してポケマスク処理を施してポケマスク信号Dusを算出し、腫瘍陰影強調手段73により、

$$D_{proc} = D_{org} + \beta (G_{iris}) \times (D_{org} - D_{us})$$

(1)

なる演算を行って、腫瘍陰影だけを選択的に強調処理して局所画像表示手段90に表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被写体の放射線画像を表す全体画像信号を記憶する全体画像記憶手段と、該全体画像信号に基づいて前記放射線画像のうち、前記全体画像信号の勾配の集中度を求めて該集中度の高い画像部分を検出するアイリスフィルターと、該アイリスフィルターによる前記画像部分の検出の結果に基づいて、前記画像部分の存在の有無を判定する判定手段と、該判定手段により前記画像部分が存在すると判定された場合に、前記全体画像記憶手段に記憶された前記全体画像信号のうち、前記画像部分を含む局所領域の局所画像信号を抽出する局所領域抽出手段と、該局所領域抽出手段により抽出された前記局所画像信号に基づいて該局所領域の画像を表示する局所画像表示手段と、前記全体画像信号に基づいて前記被写体の放射線画像の*

$$D_{proc} = D_{org} + \alpha \cdot G_{iris}$$

【請求項3】 前記局所画像強調手段が、

前記放射線画像の各画素ごとのオリジナル画像信号 D_{org} について、該画素を中心画素とした N 列 $\times N$ 行の非鮮

$$D_{us} = (\sum D_{org}) / N^2$$

(ただし、 $\sum D_{org}$ はボケマスク内各画素の画像信号の和)

前記アイリスフィルターによる前記集中度に基づいたアイリスフィルター信号 G_{iris} を、該アイリスフィルター信号 G_{iris} に応じた強調係数 β (G_{iris}) に変換する変換テーブルと、★

$$D_{proc} = D_{org} + \beta (G_{iris})$$

【請求項4】 被写体の放射線画像を表す全体画像信号を記憶する全体画像記憶手段と、

該全体画像信号に基づいて前記放射線画像のうち、所定の多重構造要素 B_i およびスケール係数 α を用いて、前記画像信号が該多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分を検出するモーフオロジーフィルターと、

該モーフオロジーフィルターによる前記多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分の検出の結果に基づいて、前記画像部分の存在の有無を判定する判定手段と、

該判定手段により前記画像部分が存在すると判定された場合に、前記全体画像記憶手段に記憶された前記全体画像信号のうち、前記画像部分を含む局所領域の局所画像信号を抽出する局所領域抽出手段と、

該局所領域抽出手段により抽出された前記局所画像信号に基づいて該局所領域の画像を表示する局所画像表示手段と、

前記全体画像データに基づいて前記被写体の放射線画像の全体を表示する全体画像表示手段と、

前記局所画像表示手段に表示される前記局所領域の画像☆50

*全体を表示する全体画像表示手段と、

前記局所画像表示手段に表示される前記局所領域の画像のうち前記画像部分が、前記全体画像表示手段に表示される前記放射線画像よりも読影性能が向上するように、前記アイリスフィルターによる前記画像部分の検出の結果に基づいて、前記局所画像信号のうち前記画像部分を示す異常陰影画像信号に対して、選択的に強調処理する局所画像強調手段とを備えてなることを特徴とする計算機支援画像診断装置。

10 【請求項2】 前記局所画像強調手段が、前記放射線画像の各画素ごとのオリジナル画像信号 D_{org} についての前記アイリスフィルターによる前記集中度に基づいたアイリスフィルター信号 G_{iris} および強調係数 α を用いて、前記オリジナル画像信号 D_{org} に対して式(1)に示す演算を施す異常陰影強調手段を備えてなることを特徴とする請求項1記載の計算機支援画像診断装置。

(1)

※銳マスク信号 D_{us} を式(2)により算出する非銳マスク信号算出手段と、

20

(2)

★前記非銳マスク信号 D_{us} と前記強調係数 β (G_{iris}) とを用いて、前記オリジナル画像信号 D_{org} に対して式(3)に示す演算を施す異常陰影強調手段を備えてなることを特徴とする請求項1記載の計算機支援画像診断装置。

30 ($D_{org} - D_{us}$)

(3)

☆のうち前記画像部分が、前記全体画像表示手段に表示される前記放射線画像よりも読影性能が向上するように、前記モーフオロジーフィルターによる前記画像部分の検出の結果に基づいて、前記局所画像信号のうち前記画像部分を示す異常陰影画像信号に対して、選択的に強調処理する局所画像強調手段とを備えてなることを特徴とする計算機支援画像診断装置。

【請求項5】 前記局所画像強調手段が、前記放射線画像の各画素ごとのオリジナル画像信号 D_{org} についての前記モーフオロジーフィルターによる前記多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分を表すモーフオロジー信号 D_{mor} を、該モーフオロジー信号 D_{mor} に応じた出力 f (D_{mor}) に変換する変換テーブルと、

該出力 f (D_{mor}) および強調係数 α を用いて、前記オリジナル画像信号 D_{org} に対して、式(4)に示す演算を施す異常陰影強調手段を備えてなることを特徴とする請求項4記載の計算機支援画像診断装置。

$$D_{proc} = D_{org} + \alpha \cdot f (D_{mor}) \quad (4)$$

【請求項6】 前記局所画像強調手段が、前記放射線画像の各画素ごとのオリジナル画像信号 D_{org}

g を、該オリジナル画像信号 D_{org} に応じた強調係数 β (D_{org}) に変換する変換テーブルと、前記モーフォロジーフィルターによる前記多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分を表すモーフォロジー信号 D_{mor} および前記強調係数 β (D_{org} *

$$D_{proc} = D_{org} + \beta (D_{org})$$

【請求項7】 前記局所画像強調手段が、

前記放射線画像の各画素ごとのオリジナル画像信号 D_{org} についての前記モーフォロジーフィルターによる前記多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分を表すモーフォロジー信号 D_{mor} を、該モーフォロジー信号 D_{mor} に応じた強調係数 β (D_{mor}) に変換す

$$D_{proc} = D_{org} + \beta (D_{mor})$$

【請求項8】 前記局所画像強調手段が、

前記放射線画像の各画素ごとのオリジナル画像信号 D_{org} について、該画素を中心画素とした N 列 \times N 行の非鮮★

$$D_{us} = (\sum D_{org}) / N^2$$

前記モーフォロジーフィルターによる前記多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分を表すモーフォロジー信号 D_{mor} を、該モーフォロジー信号 D_{mor} に応じた強調係数 β (D_{mor}) に変換する変換テーブルと、

$$D_{proc} = D_{org} + \beta (D_{mor})$$

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、被写体の放射線画像を表す画像データに基づいて放射線画像の異常陰影を検出し、その異常陰影をより強調処理して表示し、診断に供する計算機支援画像診断装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 蓄積性蛍光体シートやフィルムに記録された被写体の放射線画像を読み取って画像データを得、この画像データに適切な画像処理を施した後、画像を表示装置等により再生することが種々の分野で行われている。特に近年、コンピューターとの組合せによるコンピューテッドラジオグラフィーというデジタルラジオグラフィーの技術が開発され、種々のデジタルラジオグラフィーが臨床応用されている。

【0003】 このデジタルラジオグラフィーは画像データを定量的に解析することができるという点で、従来のアナログ方式のラジオグラフィーとは根本的に異なる特長がある。特に人体の医療診断用として、このデジタルラジオグラフィーの特長をより積極的に活用することを目的とした、計算機（コンピューター）支援画像診断またはCADM (Computer Aided Diagnosis of Medical Image) と称される技術が提案されている。

【0004】 この計算機支援画像診断は、医療の現場における画像読影を通じての診断を補助するものである。すなわち従来においては、フィルム等の記録媒体やCRT等の表示装置により再生された放射線画像を専門医が◆50

*) を用いて、前記オリジナル画像信号 D_{org} に対して、式 (5) に示す演算を施す異常陰影強調手段を備えてなることを特徴とする請求項4記載の計算機支援画像診断装置。

$$(D_{org} - D_{mor}) \quad (5)$$

※る変換テーブルと、

該強調係数 β (D_{mor}) およびオリジナル画像信号 D_{org} と前記モーフォロジー信号 D_{mor} との差信号を用いて、前記オリジナル画像信号 D_{org} に対して、式 (6) に示す演算を施す異常陰影強調手段を備えてなることを特徴とする請求項4記載の計算機支援画像診断装置。

$$(D_{org} - D_{mor}) \quad (6)$$

★銳マスク信号 D_{us} を式 (2) により算出する非鮮銳マスク信号算出手段と、

(2)

☆前記非鮮銳マスク信号 D_{us} と前記強調係数 β (D_{mor}) とを用いて、前記オリジナル画像信号 D_{org} に対して式

20 (7) 示す演算を施す異常陰影強調手段を備えてなることを特徴とする請求項4記載の計算機支援画像診断装置。

$$(D_{org} - D_{us}) \quad (7)$$

◆目視により観察読影し、癌等を表すものとしての異常な腫瘍陰影や微小石灰化陰影等（以下、これらを総称して異常陰影という）を早期に発見するよう努めていた。しかし、放射線画像を観察読影する読影者間の読影能力の差等により、そのような異常陰影を見落としたり、主観的判断による思い違いを生ずる可能性もある。

30 【0005】 そこで計算機支援画像診断では、画像データに基づいて異常陰影と考えられる異常陰影候補を検出し、その検出した部位にマーキングを表示して放射線画像の読影者に注意を喚起し、あるいは読影者の客観的判断に役立つ材料として、検出した異常陰影候補の特徴的な事項を定量的に提示することにより、上述のような読影者による見落としや、思い違い等の未然防止を目的としている（「DR画像における腫瘍影検出（アイリスフィルタ）」電子情報通信学会論文誌 D-II Vol. J75-D-II No.3 P663～670 1992年3月 小畠他、「多重構造要素を用いたモルフォロジーフィルタによる微小石灰化像の抽出」同誌 D-II Vol. J75-D-II No.7 P1170～1176 1992年7月 小畠他、等参照）。

【0006】 しかし、この計算機支援画像診断についての提案では、上述したように、全体の再生画像の異常陰影候補にマーキングを表示し、またはその異常陰影候補について定量的な評価尺度を表示することに止まっている。

【0007】 しかし、単にそのようなマーキングや評価尺度のみを表示したものは、読影者への注意喚起、または読影者の主観的な思い違いの防止には有効であるが、

実際に読影者がその異常陰影部位について診断を行うには、さらに読影に適した高い診断性能を有する画像を提供する必要がある。

【0008】一方、従来より、種々の画像取得方法により得られた画像を表す画像信号に対して、階調処理や周波数処理等の画像処理を施し、画像の観察読影性能を向上させることができている。特に人体を被写体とした放射線画像のような医用画像の分野においては、医師等*

$$D_{proc} = D_{org} + \beta \times (D_{org} - D_{us})$$

なる画像信号 D_{proc} に変換するものが知られている。ここで β は周波数強調係数、 D_{us} は非鮮銳マスク（いわゆるボケマスク）信号である。このボケマスク信号 D_{us} は、2次元に配置された画素に対してオリジナル画像信号※

$$D_{us} = (\Sigma D_{org}) / N^2$$

（ただし、 ΣD_{org} はボケマスク内各画素の画像信号の和）

等として求められる超低空間周波数成分である。

【0010】式（8）の第2項括弧内の値 ($D_{org} - D_{us}$) は、オリジナル画像信号から超低空間周波数成分であるボケマスク信号を減算したものであるから、オリジナル画像信号のうちの、超低空間周波数成分を除去した比較的高い周波数成分を選択的に抽出することができる。この比較的高い周波数成分に周波数強調係数 β を乗じたうえで、オリジナル画像信号を加算することにより、この比較的高い周波数成分を強調することができる。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】ところで上述したように、画像の読影性能を向上させるには、対象となる画像に対して画像処理を行うことが不可欠となっているが、特開平2-1078号に開示されているように、単に濃度依存による強調処理では、例えばマンモグラムにおける放射線ノイズ成分のような、画像読影の障害となる成分まで強調されるため、読影性能をむしろ低下させることになる。

【0012】また特公昭60-192482号、特開平2-120985号、特表平3-502975号等に開示されているように、画像信号の分散値に依存した強調処理では、局所的に濃度変化の大きい画像部分が強く強調されるため、その附近でアンダーシュート、オーバーシュートが相対的に目立ち、特にX線画像に関しては高濃度側でアーチファクトが発生しやすいという問題がある。

【0013】本発明は上記事情に鑑みなされたものであって、ノイズ成分等の画像読影に不要な成分を強調することなく、注目する特定の画像部分だけを効率よく強調処理し、アーチファクトの発生を抑制した再生画像を得ることを可能とした計算機支援画像診断装置を提供することを目的とするものである。

【0014】

【課題を解決するための手段】本発明の第1の計算機支★50

*の専門家が、得られた画像に基づいて患者の疾病や傷害の有無を的確に診断する必要があり、その画像の読影性能を向上させる画像処理は不可欠なものとなっている。

【0009】この画像処理のうち、いわゆる周波数強調処理としては、例えば特開昭61-169971号に示されるように、原画像の濃度値等の画像信号（オリジナル画像信号という） D_{org} を、

（8）

10※号 D_{org} を中心画素とする N 列 \times N 行 (N は奇数) の画素マトリクスからなるマスク、すなわちボケマスクを設定し、

（2）

★援画像診断装置は、被写体の放射線画像を表す全体画像信号を記憶する全体画像記憶手段と、この全体画像信号に基づいて前記放射線画像のうち、前記全体画像信号の勾配の集中度を求めて集中度の高い画像部分を検出するアイリスフィルターと、アイリスフィルターによる前記画像部分の検出の結果に基づいて、前記画像部分の存在の有無を判定する判定手段と、判定手段により前記画像部分が存在すると判定された場合に、全体画像記憶手段に記憶された全体画像信号のうち、前記画像部分を含む局所領域の局所画像信号を抽出する局所領域抽出手段と、局所領域抽出手段により抽出された前記局所画像信号に基づいて局所領域の画像を表示する局所画像表示手段と、全体画像信号に基づいて前記被写体の放射線画像の全体を表示する全体画像表示手段と、前記局所画像表示手段に表示される前記局所領域の画像のうち前記画像

20部分が、前記全体画像表示手段に表示される前記放射線画像よりも読影性能が向上するように、前記アイリスフィルターによる前記画像部分の検出の結果に基づいて、前記局所画像信号のうち前記画像部分を示す異常陰影画像信号に対して、選択的に強調処理する局所画像強調手段とを備えてなることを特徴とするものである。

【0015】ここで、アイリスフィルター処理（以下、本明細書中、アイリスフィルターの演算ということもある）について説明する。

【0016】アイリスフィルター処理は、画像のうち異常な陰影等の特定の画像部分だけを選択的に抽出する演算処理として既に知られている（既出「DR画像における腫瘍影検出（アイリスフィルタ）」参照）。このアイリスフィルター処理は、特に乳癌における特徴的形態である腫瘍陰影を検出するのに有効な手法として研究されているが、対象画像としては、このようなマンモグラムにおける腫瘍陰影に限るものではなく、その画像を表す画像信号の勾配が集中しているものについては、いかなる画像に対しても適用することができる。

【0017】以下、腫瘍陰影の検出処理を例にして、このアイリスフィルターによる画像部分の検出処理の概要

について説明する。

【0018】例えばX線のネガフィルム上における放射線画像（高濃度高信号レベルの画像信号を出力する画像）においては、腫瘍陰影は周囲に比べて濃度値がわずかに低いことが知られており、その濃度値の分布は概略円形の周縁部から中心部に向かうにしたがって濃度値が低くなっている。したがって腫瘍陰影においては、局所的な濃度値の勾配が認められ、その勾配線（勾配ベクトル）は腫瘍の中心方向に集中する。

【0019】アイリスフィルターは、この濃度値に代表される画像データの勾配を勾配ベクトルとして算出し、その勾配ベクトルの集中度を基に腫瘍陰影を検出するものである。すなわち腫瘍陰影内の任意の画素における勾*

$$\theta = \tan^{-1} \frac{(f_3 + f_4 + f_5 + f_6 + f_7) - (f_{11} + f_{12} + f_{13} + f_{14} + f_{15})}{(f_1 + f_2 + f_3 + f_{15} + f_{16}) - (f_7 + f_8 + f_9 + f_{10} + f_{11})} \quad (9)$$

【0022】ここで $f_1 \sim f_{16}$ は、図7に示すように、その画素 j を中心とした縦5画素×横5画素のマスクの外周上の濃度値（画像データ）である。

【0023】（ステップ2）勾配ベクトルの集中度の算出

※

$$C = (1/N) \sum_{j=1}^N \cos \theta_j \quad (10)$$

【0025】ここで N は注目画素を中心とした半径 R の円内に存在する画素の数、 θ_j は、注目画素とその円内の各画素 j とを結ぶ直線と、その各画素 j における上記式(10)で算出された勾配ベクトルとがなす角である（図8参照）。したがって上記式(10)で表される集中度 C が大きな値となるのは、各画素 j の勾配ベクトルの向きが注目画素に集中する場合である。

【0026】ところで、腫瘍陰影近傍の各画素 j の勾配ベクトルは、腫瘍陰影のコントラストの大小に拘らず、略その腫瘍陰影の中心部を向くため、上記集中度 C が大きな値を採る注目画素は、腫瘍陰影の中心部の画素ということができる。一方、血管などの線状パターンの陰影は勾配ベクトルの向きが一定方向に偏るため集中度 C の値は小さい。したがって、画像を構成する全ての画素についてそれぞれ注目画素に対する上記集中度 C の値を算出し、その集中度 C の値が予め設定された閾値を上回るか否かを評価することによって、腫瘍陰影を検出することができる。すなわち、このフィルターによる処理は、★

$$x = k + n \cos (2\pi(i-1)/M) \quad (11)$$

$$y = l + n \sin (2\pi(i-1)/M) \quad (12)$$

【0030】ただし、 $[x]$ 、 $[y]$ は、 x 、 y を超えない最大の整数である。

【0031】さらに、その放射状の各線について、注目画素から線上の、最大の集中度が得られる画素までの出力値をその方向についての集中度とし、その得られたす☆50

*配ベクトルは腫瘍陰影の中心付近を向くが、血管陰影のように細長い陰影では勾配ベクトルが特定の点に集中することはなく、局所的に勾配ベクトルの向きの分布を評価し、特定の点に集中している領域を抽出すれば、それが腫瘍陰影となる。以上がアイリスフィルター処理の基本的な考え方である。以下に具体的なアルゴリズムのステップを示す。

【0020】（ステップ1）勾配ベクトルの計算

対象となる画像を構成する全ての画素について、各画素 j ごとに、下記式(9)に示す計算式に基づいた画像データの勾配ベクトルの向き θ を求める。

【0021】

【数1】

※次に、対象となる画像を構成する全ての画素について、各画素ごとに、その画素を注目画素とする勾配ベクトルの集中度 C を次式(10)にしたがって算出する。

【0024】

【数2】

★通常の差分フィルターに比べて血管や乳腺等の影響を受けにくく、腫瘍陰影を効率よく検出することができるという特長を有している。

【0027】さらに実際の処理においては、腫瘍の大きさや形状に左右されない検出力を達成するために、フィルターの大きさと形状とを適応的に変化させる工夫がなされる。図9に、そのフィルターを示す。このフィルターは、図8に示すものと異なり、注目画素を中心に $2\pi/M$ 度毎の M 種類の方向の放射状の線上の画素のみで集中度の評価を行う（図9においては、 11.25 度ごとの32方向を例示（ $M=32$ ））。

【0028】ここで i 番目の線上にあって、かつ注目画素から n 番目の画素の座標（ $[x]$ 、 $[y]$ ）は、注目画素の座標を $(k, 1)$ とすれば、以下の式(11)、(12)で与えられる。

【0029】

【数3】

☆べての線の集中度の平均値を算出し、その集中度の平均値をその注目画素についての勾配ベクトル群の集中度 C とする。

【0032】具体的には、 i 番目の放射状の線上において、注目画素から n 番目の画素まで得られる集中度 C

2. $i(n)$ を下記式(13)により求める。

【0033】

$$C_i(n) = \frac{1}{n - R_{\min} + 1} \sum_{i=R_{\min}}^n \cos \theta_{ii}, \quad R_{\min} \leq n \leq R_{\max} \quad (13)$$

* 【数4】

【0034】ここで R_{\min} と R_{\max} とは、抽出する対象である腫瘍陰影の半径について設定した最小値と最大値である。

【0035】次に、勾配ベクトル群の集中度 C を下記式※

$$C_{\max} = \max_{R_{\min} \leq n \leq R_{\max}} C_i(n) \quad (14)$$

$$C = (1/M) \sum_{i=1}^M C_{\max} \quad (15)$$

【0037】式(15)の勾配ベクトル群の集中度 C を評価する領域は、人間の目の虹彩(iris)が外界の明るさに応じて拡大、縮小する様子に似ており、このように勾配ベクトルの分布に応じて大きさと形状が適応的に変化するため、アイリスフィルター(iris filter)という名称で称されている。

【0038】(ステップ3)腫瘍陰影の形状評価

一般に、悪性腫瘍の陰影は、

1) 辺縁は不整である

2) 橢円形に近い形をしている

3) 内部は凸凹した濃度分布を有する

という形態的な特徴を有している。

【0039】そこで、検出された陰影の候補から正常組織を取り除き、腫瘍と考えられる陰影のみを抽出するた★

$$d_{\text{circ}} = L_e / (a + b)$$

$$\text{ただし, } L_e = 2 (S/\pi)^{1/2}$$

【0042】この円形度の値が、所定の閾値以下であれば、その領域は腫瘍陰影ではないと判定し検出せず、閾値以上であれば、腫瘍陰影であると判定し検出する。

【0043】上述のステップにより、アイリスフィルターは放射線画像から腫瘍陰影だけを効果的に検出するこ☆

$$C_i(n) = \sum_{i=R_{\min}}^n \{ \cos \theta_{ii} / i \}, \quad R_{\min} \leq n \leq R_{\max} \quad (13')$$

【0046】以上がアイリスフィルター処理の概要である。

【0047】なお、本発明の第1の計算機支援画像診断装置における、「集中度の高い画像部分」とは、具体的には上記(ステップ1)～(ステップ3)の処理をなすアイリスフィルターの演算により求められた画像部分を意味するものである。

【0048】また、本発明の第1の計算機支援画像診断◆

$$D_{\text{proc}} = D_{\text{org}} + \alpha \cdot G_{\text{iris}}$$

ここで式(1)中のアイリスフィルター信号 G_{iris} としては式(15)で表した集中度そのものであってもよい。

【0050】さらにまた、本発明の第1の計算機支援画像診断装置において、前記局所画像強調手段が、前記放射線画像の各画素ごとのオリジナル画像信号 D_{org} についての前記アイリスフィルターによる前記集中度に基づいたアイリスフィルター信号 G_{iris} および強調係数 α を用いて、前記オリジナル画像信号 D_{org} に対して式(1)に示す演算を施す異常陰影強調手段を備えるものであってもよい。

* 【数4】

【0036】

【数5】

$$(14)$$

$$(15)$$

★めに、さらにこれらの特徴を考慮した形状判定を行う。ここで用いる特徴量としては、広がり度(Spreadness)、細長さ(Elongation)、辺縁の粗さ(Roughness)、円形度(Circularity)および内部の凸凹度(Entropy)である。

20 【0040】形状判定のための特徴量として例えば円形度を用いた場合、腫瘍陰影に対応する集中度の分布は、2値化したときには一般に円形に近い形状となる。この2値化して得られた領域の面積と同じ面積の円の直径を L_e 、領域を包含する最小面積の四角形の縦と横の辺の長さをそれぞれ a , b とし、円形度 d_{circ} を下記式(16)で定義する。

【0041】

【数6】

$$(16)$$

☆とができる。

【0044】なお、前述の集中度 $C_i(n)$ の計算は式(13)の代わりに、下記式(13')を用いてもよい。

【0045】

【数7】

$$R_{\min} \leq n \leq R_{\max} \quad (13')$$

◆装置において、前記局所画像強調手段が、前記放射線画像の各画素ごとのオリジナル画像信号 D_{org} についての前記アイリスフィルターによる前記集中度に基づいたアイリスフィルター信号 G_{iris} および強調係数 α を用いて、前記オリジナル画像信号 D_{org} に対して式(1)に示す演算を施す異常陰影強調手段を備えるものであってもよい。

【0049】

$$(1)$$

* 像診断装置において、前記局所画像強調手段が、前記放射線画像の各画素ごとのオリジナル画像信号 D_{org} について、該画素を中心画素とした N 列 \times N 行の非鮮鋭マス

11

ク信号Dusを式(2)により算出する非鮮鋭マスク信号*

$$Dus = (\sum D_{org}) / N^2$$

前記アイリスフィルターによる前記集中度に基づいたアイリスフィルター信号Girisを、該アイリスフィルター信号Girisに応じた強調係数 β (Giris) に変換する変換テーブルと、前記非鮮鋭マスク信号Dusと前記強調係

$$D_{proc} = D_{org} + \beta (Giris)$$

ここで β (Giris) は、前記画像部分に対応した画素であることを示す信号に基づく出力が、前記画像部分に対応した画素でないことを示す信号に基づく出力よりも大きい値を出力するように設定された強調関数である(例えば図3に示すような単調増加の関数とするのが望ましい)。

【0052】本発明の第2の計算機支援画像診断装置は、被写体の放射線画像を表す全体画像信号を記憶する全体画像記憶手段と、この全体画像信号に基づいて前記放射線画像のうち、所定の多重構造要素 B_i およびスケール係数入を用いて、前記画像信号が該多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分を検出するモーフオロジーフィルターと、モーフオロジーフィルターによる前記多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分の検出の結果に基づいて、前記画像部分の存在の有無を判定する判定手段と、判定手段により前記画像部分が存在すると判定された場合に、前記全体画像記憶手段に記憶された前記全体画像信号のうち、前記画像部分を含む局所領域の局所画像信号を抽出する局所領域抽出手段と、該局所領域抽出手段により抽出された前記局所画像信号に基づいて該局所領域の画像を表示する局所画像表示手段と、前記全体画像データに基づいて前記被写体の放射線画像の全体を表示する全体画像表示手段と、前記局所画像表示手段に表示される前記局所領域の画像のうち前記画像部分が、前記全体画像表示手段に表示される前記放射線画像よりも読影性能が向上するように、前記モーフオロジーフィルターによる前記画像部分の検出の結果に基づいて、前記局所画像信号のうち前記画像部分を示す異常陰影画像信号に対して、選択的に強調処理する局所画像強調手段とを備えてなることを特徴とするものである。★

$$g^s(x) = g(-x)$$

【0060】であり、定義域内で値が0で、その定義域Gが下記式(18)であるとする。

$$G = \{-m, -m+1, \dots, -1, 0, 1, \dots, m-1, m\}$$

12

* 算出手段と、

(2)

※数 β (Giris) とを用いて、前記オリジナル画像信号Dorg に対して式(3)示す演算を施す異常陰影強調手段を備えたものであってもよい。

【0051】

(Dorg - Dus) (3)

★【0053】ここで、モーフオロジー (Morphology; モ

10 フォロジーまたはモルフォロジーとも称する)のアルゴリズムに基づく処理(以下、モーフオロジー演算またはモーフオロジー処理という)について説明する。

【0054】モーフオロジー処理は、特に乳癌における特徴的形態である微小石灰化像を検出するのに有効な手法として研究されている(既出「多重構造要素を用いたモルフォロジーフィルタによる微小石灰化像の抽出」参照)が、対象画像としては、このようなマンモグラムにおける微小石灰化像に限るものではなく、検出しようとする特定の画像部分(異常陰影等)の大きさや形状が予め分かっているものについては、いかなる画像に対しても適用することができる。

【0055】以下、このモーフオロジー処理を、マンモグラムにおける微小石灰化像の検出に適用した例により、モーフオロジー処理の概要について説明する。

【0056】(モーフオロジーの基本演算)モーフオロジー処理は一般的にはN次元空間における集合論として展開されるが、直感的な理解のために2次元の濃淡画像を対象として説明する。

30 【0057】濃淡画像を座標(x, y)の点が濃度値f(x, y)に相当する高さをもつ空間とみなす。ここで、濃度値f(x, y)は、濃度値が低い(CRTに表示した場合には輝度値が高い)程大きな画像信号値となる高輝度高信号レベルの信号とする。

【0058】まず、簡単のために、その断面に相当する1次元の関数f(x)を考える。モーフオロジー演算に用いる構造要素gは次式(17)に示すように、原点について対称な対称関数

【0059】

【数8】

(17)

☆【0061】

☆【数9】

(18)

【0062】このとき、モーフオロジー演算の基本形は式(19)～(22)に示すように、非常に簡単な演算となる。

◆【0063】

【数10】

$$13 \quad \text{dilation; } [f \oplus G^s](i) = \max\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad 14$$

$$19 \quad \text{erosion; } [f \ominus G^s](i) = \min\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\}$$

$$20 \quad \text{opening; } f_g = (f \ominus g^s) \oplus g$$

$$21 \quad \text{closing; } f^s = (f \oplus g^s) \ominus g$$

$$22 \quad \text{opening; } f_g = (f \ominus g^s) \oplus g$$

$$23 \quad \text{closing; } f^s = (f \oplus g^s) \ominus g$$

【0064】すなわち、dilation (ダイレーション) 処理は、注目画素を中心とした、土m (構造要素Bに応じて決定される値) の幅の中の最大値を探索する処理であり (図10 (A) 参照)、一方、erosion (エロージョン) 処理は、注目画素を中心とした、土mの幅の中の最小値を探索する処理である (図10 (B) 参照)。また、opening (またはclosing) 処理は最小値 (または最大値) の探索の後に、最大値 (または最小値) を探索することに相当する。すなわちopening (オープニング) 処理は、低輝度側から濃度曲線 $f(x)$ を滑らかにし、マスクサイズ2mより空間的に狭い範囲で変動する凸状の濃度変動部分 (周囲部分よりも輝度が高い部分) を取り除くことに相当する (図10 (C) 参照)。一方、closing (クロージング) 処理は、高輝度側から濃度曲線 $f(x)$ を滑らかにし、マスクサイズ2mより空間的に狭い範囲で変動する凹状の濃度変動部分 (周囲部分よりも輝度が低い部分) を取り除くことに相当する (図10 (D) 参照)。

【0065】なお、構造要素gが原点に対して対称ではない場合の、式(19)に示すダイレーション演算をMinkowski (ミンコフスキ) 和、式(20)に示すエロージョン演算をMinkowski 差といふ。

【0066】ここで、濃度値 $f(x)$ が、濃度の高いもの程大きな値となる高濃度高信号レベルの信号においては、濃度値 $f(x)$ の画像信号値が高輝度高信号*

$$P = f - \max_{i \in \{1, \dots, M\}} \{ (f \ominus B_i) \oplus B_i \}$$

$$= f - \max_{i \in \{1, \dots, M\}} \{ f_{B_i} \}$$

(23)

【0070】ここで B_i ($i = 1, 2, \dots, M$) は、例えれば図11に示す直線状の4つ (この場合 $M = 4$) の構造要素 (これら4つの構造要素の全体をもって多重構造要素といふ) である。構造要素 B_i を検出対象である石灰化陰影よりも大きく設定すれば、上記オープニング演算による処理で、構造要素 B_i よりも細かな凸状の信号変化部分 (空間的に狭い範囲で変動する画像部分) である石灰化陰影は取り除かれる。一方、細長い形状の非石灰化陰影はその長さが構造要素 B_i よりも長く、その傾きが4つの構造要素 B_i のいずれかに一致すればオープニング処理 (式(23)の第2項の演算) をしてもそのまま※50

10* レベルの場合に対して大小関係が逆転するため、高濃度高信号レベルの信号におけるダイレーション処理は、高輝度高信号レベルにおけるエロージョン処理 (図10 (B)) と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるエロージョン処理は、高輝度高信号レベルにおけるダイレーション処理 (図10 (A)) と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるオープニング処理は、高輝度高信号レベルにおけるクロージング処理 (図10 (D)) と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるクロージング処理は、高輝度高信号レベルにおけるオープニング処理 (図10 (C)) と一致する。

【0067】なお、本項では高輝度高信号レベルの画像信号 (輝度値) の場合について説明する。

【0068】(石灰化陰影検出への応用) 石灰化陰影の検出には、原画像から平滑化した画像を引き去る差分法が考えられる。単純な平滑化法では石灰化陰影と細長い形状の非石灰化陰影 (乳腺、血管および乳腺支持組織等) との識別が困難であるため、東京農工大の小畠らは、多重構造要素を用いたオープニング演算に基づく下記式(23)で表されるモーフオロジーフィルターを提案している (既出「多重構造要素を用いたモルフォロジーフィルタによる微小石灰化像の抽出」参照)。

【0069】

【数11】

40※残る。したがってオープニング処理によって得られた平滑化画像 (石灰化陰影のみが取り除かれた画像) を原画像 f から引き去ることで、小さな石灰化陰影のみが含まれる画像が得られる。これが式(23)の考え方である。

【0071】なお、前述したように、高濃度高信号レベルの信号においては、石灰化陰影は周囲の画像部分よりも濃度値が低くなり、石灰化陰影は周囲部分に対して凹状の信号変化部分となるため、オープニング処理に代えてクロージング処理を適用し、式(23)に代えて式(24)を適用する。

【0072】

【数12】

$$P = f - \min_{i \in \{1, \dots, M\}} \{ (f \oplus B_i) \ominus B_i \}$$

$$= f - \min_{i \in \{1, \dots, M\}} \{ f^{\oplus i} \}$$

(24)

【0073】このように、モーフオロジー処理は、
 (1) 石灰化陰影そのものの抽出に有効であること
 (2) 簡雑なバックグラウンド情報に影響されにくいこと
 (3) 抽出した石灰化陰影がひずまないこと

などの特徴がある。すなわち、この手法は一般の微分処理に比べて、石灰化陰影のサイズ・形状・濃度分布などの幾何学的情報をより良く保った検出が可能である。

【0074】以上がモーフオロジー処理の概要である。

【0075】なお、本発明の第2の計算機支援画像診断装置における、「多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分」とは、具体的には上記モーフオロジー処理により求められた画像部分を意味するものである。

【0076】また、本発明の第2の計算機支援画像診断装置において、前記局所画像強調手段は、前記放射線画像の各画素ごとのオリジナル画像信号 D_{org} についての前記モーフオロジーフィルターによる前記多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分を表すモーフオロジー信号 D_{mor} を、該モーフオロジー信号 D_{mor} に応じた出力 $f(D_{mor})$ に変換する変換テーブルと、該出力 $f(D_{mor})$ および強調係数 α を用いて、前記オリジナル画像信号 D_{org} に対して、式(4)に示す演算を施す異常陰影強調手段とを備えたものであってよい。

【0077】

$$D_{proc} = D_{org} + \alpha \cdot f(D_{mor}) \quad (4) *$$

$$D_{proc} = D_{org} + \beta(D_{org}) \times (D_{org} - D_{mor}) \quad (5)$$

ここで、(i) 周囲の画像部分よりもオリジナルの画像信号 D_{org} の値が大きく、かつその画像信号が多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分(例えば、高輝度高信号レベルの画像信号における石灰化陰影)を強調処理する場合は、 $\beta(D_{org})$ は、図13

(1)に示すように、 D_{org} に対して単調増加の関数とするのが望ましく、一方、(ii)周囲の画像部分よりもオリジナルの画像信号 D_{org} の値が小さく、かつその画像信号が多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分(例えば、高濃度高信号レベルの画像信号における石灰化陰影)を強調処理する場合は、 $\beta(D_{org})$ は、図13(2)に示すように、 D_{org} に対して単調減少の関数とするのが望ましい。

※

$$D_{proc} = D_{org} + \beta(D_{mor}) \times (D_{org} - D_{mor}) \quad (6)$$

式(6)で表されるモーフオロジー信号 D_{mor} に基づいた強調処理を施す場合においては、図14に示すように、★50

* ここで、関数 $f(D_{mor})$ は、図12に示すように、モーフオロジー信号 $|D_{mor}|$ が極小さい領域C1ではその出力 $f(D_{mor})$ を0(ゼロ)とし、モーフオロジー信号 $|D_{mor}|$ がある程度の大きさを有する領域C2については、出力 $f(D_{mor})$ を $|D_{mor}|$ に対して単調増加させ、モーフオロジー信号 $|D_{mor}|$ が極端に大きい領域C3については $f(D_{mor})$ の上限値に固定するよう変換する関数とするのが望ましい。これは、 D_{mor} の小さい領域C1において、モーフオロジーフィルターにより検出される高周波の放射線ノイズを低減させるためであり、また既にある程度のコントラストを有する領域C3においては過度の強調処理がなされるのを防止するためである。

10 20 【0078】なお、関数 $f(D_{mor})$ はモーフオロジー信号 D_{mor} そのものであってもよい。

【0079】また、本発明の第2の計算機支援画像診断装置において、前記局所画像強調手段は、前記放射線画像の各画素ごとのオリジナル画像信号 D_{org} を、該オリジナル画像信号 D_{org} に応じた強調係数 $\beta(D_{org})$ に変換する変換テーブルと、前記モーフオロジーフィルターによる前記多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分を表すモーフオロジー信号 D_{mor} および前記強調係数 $\beta(D_{org})$ を用いて、前記オリジナル画像信号 D_{org} に対して、式(5)に示す演算を施す異常陰影強調手段とを備えたものであってもよい。

30 30 【0080】

【0081】さらにまた、本発明の第2の計算機支援画像診断装置において、前記局所画像強調手段は、前記放射線画像の各画素ごとのオリジナル画像信号 D_{org} についての前記モーフオロジーフィルターによる前記多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分を表すモーフオロジー信号 D_{mor} を、該モーフオロジー信号 D_{mor} に応じた強調係数 $\beta(D_{mor})$ に変換する変換テーブルと、該強調係数 $\beta(D_{mor})$ およびオリジナル画像信号 D_{org} と前記モーフオロジー信号 D_{mor} との差信号を用いて、前記オリジナル画像信号 D_{org} に対して、式(6)に示す演算を施す異常陰影強調手段とを備えた構成であってもよい。

40 【0082】

★ D_{mor} に対して単調増加の関数とするのが望ましい。

★50 【0083】なお、上記各モーフオロジー演算として、

17

18

下記式(25)で示されるものを使用することにより、オリジナルの画像信号 D_{org} の値が、周囲の画像部分に対応する画像信号より大きい画像部分を抽出し、この画像*

$$D_{mor} = D_{org} - \max_{i=1, \dots, n} \{ (D_{org} [-] \lambda B_i) [+] \lambda B_i \} \quad (25)$$

ただし、 $X [-] \lambda Y$ は画像信号 X に対する構造要素 Y による入回のミンコフスキ-差の演算、 $X [+] \lambda Y$ は画像信号 X に対する構造要素 Y による入回のミンコフスキ-和の演算、をそれぞれ行うことを表す。

【0085】ここで、構造要素 B としては、例えば、正方形、長方形、円形、楕円形、または菱形等の上下左右対称の要素が望ましい。

【0086】一方、上記各モーフオロジー演算として、下記式(26)で示されるものを使用することにより、オ*

$$D_{mor} = D_{org} - \min_{i=1, \dots, n} \{ (D_{org} [+] \lambda B_i) [-] \lambda B_i \} \quad (26)$$

【0088】なお、上記式(25)、(26)において、

【0089】

*部分を選択的に強調処理することができる。

【0084】

【数13】

【0087】

※オリジナルの画像信号 D_{org} の値が、周囲の画像部分に対応する画像信号より小さい画像部分を抽出し、この画像部分を選択的に強調処理することができる。

【0088】

【数14】

【0089】

【数15】

★
演算子 $[+]$ は、ミンコフスキ-和の演算を行なう演算子 \oplus を、
演算子 $[-]$ は、ミンコフスキ-和の演算を行なう演算子 \ominus を、
それぞれ表すものである。

以下、本明細書中、便宜上、演算子 \oplus 、 \ominus を表すものとして
演算子 $[+]$ 、 $[-]$ をそれぞれ使用する。

【0090】また、本発明の第2の計算機支援画像診断装置において、前記局所画像強調手段は、前記放射線画像の各画素ごとのオリジナル画像信号 D_{org} について、☆

$$D_{us} = (\sum D_{org}) / N^2$$

前記モーフオロジーフィルターによる前記多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分を表すモーフオロジー信号 D_{mor} を、該モーフオロジー信号 D_{mor} に応じた強調係数 β (D_{mor}) に変換する変換テーブルと、前記非鮮鋭マスク信号 D_{us} と前記強調係数 β (D◆

$$D_{proc} = D_{org} + \beta (D_{mor})$$

なお、関数 β (D_{mor}) は、図6(a)、(b)に示すように、 $|D_{mor}|$ の小さい領域での出力が小さく抑制された関数である。

【0092】また、構造要素 B としては、例えば、正方形、長方形、円形、楕円形、または菱形等の上下左右対称の要素が望ましい。

☆該画素を中心画素とした N 列 \times N 行の非鮮鋭マスク信号 D_{us} を式(2)により算出する非鮮鋭マスク信号算出手段と、

(2)

◆ m_{or})とを用いて、前記オリジナル画像信号 D_{org} に対して式(7)示す演算を施す異常陰影強調手段とを備えた構成であってもよい。

【0091】

($D_{org} - D_{us}$) (7)

* 【0093】さらに、モーフオロジー演算としては、下記式(25)～(31)で示される種々のものを適用することができます。

【0094】

【数13】

$$19 \quad D_{mor} = D_{org} - \max_{i=1, \dots, n} \{ (D_{org} [-] \lambda B_i) [+] \lambda B_i \} \quad 20 \quad (25)$$

ただし、 $X [-] \lambda Y$ は画像信号 X に対する構造要素 Y による λ 回のミンコフスキ-差の演算、 $X [+] \lambda Y$ は画像信号 X に対する構造要素 Y による λ 回のミンコフスキ-和の演算、をそれぞれ行うことを表す。

【0095】 $D_{mor} = D_{org} - \min_{i=1, \dots, n} \{ (D_{org} [+] \lambda B_i) [-] \lambda B_i \} \quad * * \text{【数14】} \quad (26)$

【0096】 $D_{mor} = D_{org} - \max_{i=1, \dots, n} (D_{org} [-] \lambda B_i) \quad * * \text{【数16】} \quad (27)$

【0097】 $D_{mor} = D_{org} - \min_{i=1, \dots, n} (D_{org} [+] \lambda B_i) \quad \star \star \text{【数17】} \quad (28)$

【0098】 $D_{mor} = \bigcup_{\lambda=0}^N \{ \max_{i=1, \dots, n} (D_{org} [-] \lambda B_i) - \max_{i=1, \dots, n} (D_{org} [-] \lambda B_i) \} \quad \star \star \text{【数18】} \quad (29)$

ただし、 $(X [-] \lambda Y) \vee$ は画像信号 $(X [-] \lambda Y)$ に対する構造要素 Y によるオープニング演算を行うことを表す。

また $\bigcup_{\lambda=0}^N$ は、 $\lambda = 0, 1, \dots, N$ の和集合を表す。

【0099】 $D_{mor} = \bigcup_{\lambda=0}^N \{ \min_{i=1, \dots, n} (D_{org} [+] \lambda B_i) - \min_{i=1, \dots, n} (D_{org} [+] \lambda B_i) \} \quad \blacklozenge \blacklozenge \text{【数19】} \quad (30)$

ただし、 $(X [+] \lambda Y) \wedge$ は画像信号 $(X [+] \lambda Y)$ に対する構造要素 Y によるクロージング演算を行うことを表す。

【0100】 $D_{mor} = \bigcup_{i=1, \dots, n} \{ \min_{i=1, \dots, n} (D_{org} [+] \lambda B_i) - \max_{i=1, \dots, n} (D_{org} [-] \lambda B_i) \} \quad * * \text{【数20】} \quad (31)$

【0101】 すなわち、式(25)で表されるモーフオロジ-演算を適用することにより、モーフオロジ-信号 D_{mor} として、オリジナルの画像信号 D_{org} の値が周囲の画像部分に対応する画像信号よりも大きく、かつ前記多※50

※重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分(例えば、高輝度高信号レベルの画像信号における石灰化陰影)を構成する画素の信号を抽出することができます、この画像部分を効果的に強調処理することができ

る。

【0102】また、式(26)で表されるモーフオロジー演算を適用することにより、モーフオロジー信号 D_{mor} として、オリジナルの画像信号 D_{org} の値が周囲の画像部分に対応する画像信号よりも小さく、かつ前記多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分（例えば、高濃度高信号レベルの画像信号における石灰化陰影）を構成する画素の信号を抽出することができ、この画像部分を効果的に強調処理することができる。

【0103】式(27)で表されるモーフオロジー演算を適用することにより、モーフオロジー信号 D_{mor} として、オリジナルの画像信号 D_{org} の値が周囲の画像部分に対応する画像信号よりも大きくかつ前記多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分や、輝度（濃度）が急激に変化するエッジ部分を構成する画素の信号を抽出することができ、このような画像部分を効果的に強調処理することができる。

【0104】式(28)で表されるモーフオロジー演算を適用することにより、モーフオロジー信号 D_{mor} として、オリジナルの画像信号 D_{org} の値が周囲の画像部分に対応する画像信号よりも小さくかつ前記多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する画像部分や、輝度（濃度）が急激に変化するエッジ部分を構成する画素の信号を抽出することができ、このような画像部分を効果的に強調処理することができる。

【0105】式(29)で表されるモーフオロジー演算を適用することにより、モーフオロジー信号 D_{mor} として、オリジナルの画像信号 D_{org} の値が周囲の画像部分に対応する画像信号よりも大きくかつ前記多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する、濃度（輝度）変化の大きい画像部分（例えばオリジナルの画像信号 D_{org} が表す画像の骨格部分）を構成する画素の信号を抽出することができ、このような画像部分（骨格部分）を効果的に強調処理することができる。式(29)を具体的に適用した例を図15に示す。原画像 X に対する構造要素 B （半径 r の円形構造とする）での、エロージョン処理した画像と、エロージョン処理した画像に対するオープニング処理した画像との差信号の入（ $\lambda = 1, 2, \dots, N$ ）回までの和集合は、骨格部分 a および b となる。

【0106】式(30)で表されるモーフオロジー演算を適用することにより、モーフオロジー信号 D_{mor} として、オリジナルの画像信号 D_{org} の値が周囲の画像部分に対応する画像信号よりも小さくかつ前記多重構造要素 B_i より空間的に狭い範囲で変動する、濃度（輝度）変化の大きい画像部分（例えばオリジナルの画像信号 D_{org} が表す画像の骨格部分）を構成する画素の信号を抽出することができ、このような画像部分（骨格部分）を効果的に強調処理することができる。

【0107】式(29)、(30)で表されるモーフオロジー演算を一般にスケルトン処理と称し、このスケルトン

処理によれば、特に放射線画像の骨りょう部分の画像信号に適用した場合、骨格要素だけを選択的に、効果的に強調処理することができる。

【0108】式(31)で表されるモーフオロジー演算を適用することにより、局所的に輝度（濃度）変化の大きい画像部分を構成する画素の信号を抽出することができ、このような画像部分を効果的に強調処理することができる。

【0109】なお、モーフオロジー演算として式(31)を適用する場合は、オーバーシュート、アンダーシュートを抑制するため、式(7)第2項中の $(D_{org} - D_{us})$ を、 D_{org} が所定の大きさ以下の範囲、あるいは所定の大きさ以上の範囲において、例えば図16に示すように、出力を抑制する関数 $f(D_{org} - D_{us})$ とすることが必要である。

【0110】なお本発明の第1および第2の計算機支援画像診断装置は、全体画像表示手段が局所画像表示手段を兼ね、全体画像表示手段の表示面上の一部に局所領域画像を表示するようにした構成を探ることもできる。すなわち、全体画像表示手段に全体画像を表示しつつ、本来、これとは別個の局所画像表示手段に表示される局所領域画像を、全体画像表示手段に表示されている全体画像の一部に重ねて表示する（その局所領域画像が重ねられた全体画像表示手段の表示部分には、その全体画像の一部と局所領域の画像とが重複して表示されるのではなく、重ねられた全体画像の一部は表示されずに局所領域の画像のみが表示され、重ねられていない表示部分には、全体画像の残りの部分が表示されることを意味する）こともできる。

【0111】また、全体画像および局所領域の画像の表示態様としては、画像の対象となる被写体によって種々の態様を探ることができる。すなわち、例えば1人の患者の乳房等のX線画像を表示する場合、一方の乳房の画像だけを表示する他、画像表示手段をそれぞれ2組備える構成を採用するなどにより、一方の乳房の異常陰影を含む局所領域の画像を一方の画像表示手段に表示し、同時に、この一方の乳房の局所領域に対応する他方の乳房の部位の局所領域の画像をもう一方の画像表示手段に表示せしめるようにすれば、読影者は左右の乳房の同一部位を対比観察することができる。

【0112】すなわち、左右の乳房の全体画像を、1つの全体画像表示手段に対して表示するようにし、あるいはこれら一対の乳房の全体画像を、左右別個に、2つの全体画像表示手段に表示してもよい。

【0113】また、一方の乳房に異常陰影が検出されたときは、この一方の乳房の異常陰影を含む局所領域の画像と、この一方の乳房における局所領域の位置に対応する、他方の乳房における局所領域の画像とを、対で、1つの局所画像表示手段に表示し、あるいはこれら一対の乳房の局所領域の画像を、左右別個に、2つの局所画像

表示手段に表示してもよい。この場合、左右一対の乳房の局所領域の画像に対して、同一の局所画像強調処理がなされることが望ましい。

【0114】さらに全体画像表示手段が局所画像表示手段を兼ね、1つまたは2つの全体画像表示手段に対して表示された左右の乳房の全体画像にそれぞれ、左右の乳房の局所領域の画像を対応させて表示するようにしてもよい。

【0115】また、この一方の乳房の画像と、これとは別個に撮影された他方の乳房の画像とを同一の表示手段の表示面上に同時に表示するようにしてもよい。具体的には、一方の乳房の画像を全体画像表示手段の右半分に、他方の乳房の画像と同じ全体画像表示手段の左半分に、これらを向かい合わせて同時に表示させ、一方の乳房の全体画像データから異常陰影候補が検出された場合には、この異常陰影候補を含む局所領域の画像を強調処理したうえで右半分の表示面上の一部に、一方の乳房の全体画像と重ねて表示させるとともに、この一方の乳房における異常陰影候補の部位と対応する他方の乳房の部位についての局所領域の画像を、左半分の表示面上の一部に他方の乳房の全体画像と重ねて表示してもよい。

【0116】なお、このように別個に得られた2つの画像データを同時に別個の画像表示手段、または同一の画像表示手段の別の表示位置に、部位を対応させて表示せしめる場合には、一方の乳房の全体画像データと他方の乳房の全体画像データとをそれぞれ記憶する手段と、2つの画像データ（全体画像データ同士および局所画像データ同士）を画像の位置関係に対応させて検出する手段と、これらを制御して表示手段に表示せしめるような制御手段をさらに備える構成を探ることが必要となる。

【0117】

【作用および発明の効果】本発明の第1の計算機支援画像診断装置によれば、全体画像表示手段は、直接入力された全体画像信号、もしくは全体画像記憶手段を介して入力された全体画像信号に基づいて放射線画像の全体を表示する。一方、この全体画像信号はアイリスフィルターにも直接、または全体画像記憶手段を介して入力され、アイリスフィルターは全体画像信号に基づき、前述した（ステップ1）～（ステップ3）にしたがって、腫瘍陰影等の、画像信号の勾配の集中度の高い画像部分を検出する。アイリスフィルターはこの集中度の高い画像部分を検出した場合には、この画像部分に対応する画素を特定し、特定された画素を示す位置データおよびその画素についてのアイリスフィルター画像信号を判定手段に出力する。一方、集中度の高い画像部分を検出しなかった場合には、そのような位置データ等は出力されない。

【0118】判定手段は、この位置データが入力された場合には、集中度の高い画像部分（以下、異常陰影等の画像部分という）が検出されたと判定し、入力された位

10

20

30

40

50

置データを局所領域抽出手段に出力する。一方、異常陰影等の画像部分が検出されなかつたと判定した場合には、位置データがアイリスフィルターから出力されないため処理は終了する。

【0119】一方、局所領域抽出手段には全体画像記憶手段に記憶された全体画像信号も入力され、局所領域抽出手段はこの全体画像信号のうち、入力された位置データに基づいて、異常陰影等の画像部分に対応する画素を含む近傍の画素（これらの画素の集合としての局所領域という）を予め設定された処理手順にしたがって特定したうえで、この局所領域の画像に対応する局所画像信号を抽出する。

【0120】この抽出された局所画像信号は、局所画像強調手段に入力される。またこの局所画像強調手段には、前述の画像信号の勾配の集中度に基づくアイリスフィルター信号も入力される。ここで局所画像強調手段は、局所画像信号（オリジナル画像信号）Dorg に対して、アイリスフィルター信号Girisに応じた強調処理を施す。アイリスフィルター信号Girisは、前述したように異常陰影等の画像部分に対応する画素に対しては大きな値を示し、一方、異常陰影等の画像部分に対応する画素以外の画素に対しては小さな値を示す。したがって、アイリスフィルター信号Girisに重み付けをしたうえで、もとのオリジナル画像信号と加算することにより、異常陰影等の画像部分をだけを選択的に、効率よく強調させることができる。

【0121】局所画像強調手段により強調処理された画像信号Dprocは局所画像表示手段に出力され、局所画像表示手段はこの信号に基づいて、異常陰影を含む局所領域の画像を表示する。

【0122】このように、局所画像表示手段には異常陰影等の画像部分がより強調された画像だけ表示されるため、画像観察による診断性能を向上させることができる。

【0123】またこの異常陰影等の画像部分を含む局所画像が、全体の画像とは別個に表示されるため、観察読影者はその局所画像表示手段に表示された局所領域の画像に観察意識を集中することができ、これによっても診断性能を向上させることができる。なお、全体画像表示手段が局所画像表示手段を兼ねる構成を採った場合にも、より強調処理されるのは異常陰影等の画像部分だけであるから、上記の診断性能の向上という効果を得られることはいうまでもない。

【0124】なお、前述したように、強調処理される画像部分は、濃度値が周辺部分よりも低い腫瘍陰影に限らず、濃度値が周辺部分よりも高い陰影等も、その濃度勾配が集中しているものであれば、選択的に強調処理することができる。したがって高濃度高信号レベルの画像信号だけでなく、高輝度高信号レベルの画像信号にも適用することができる。以下の発明においても同様である。

【0125】ここで、局所画像強調手段が、式(1)に示す強調処理を施す異常陰影強調手段を備えた構成の場合も、上記と同様の作用効果を得ることができる。

【0126】また、本発明の第1の計算機支援画像診断装置において、局所画像強調手段が、非鮮鋭マスク信号算出手段と変換テーブルと異常陰影強調手段とを備えた構成にあっては、非鮮鋭マスク信号算出手段が、式

(2)にしたがって、各画素についての非鮮鋭マスク信号Dusを算出し、変換テーブルがアイリスフィルター信号Girisを、アイリスフィルター信号Girisに応じた強調係数 β (Giris)に変換し、異常陰影強調手段が、この強調係数 β (Giris)と非鮮鋭マスク信号Dusとオリジナル画像信号Dorgを用いて、オリジナル画像信号Dorgに対して式(3)に示す強調処理を施す。

【0127】式(3)第2項の計算処理により、オリジナル画像信号Dorgから、その超低空間周波数成分Dusを減算することにより、オリジナル画像信号Dorgのうちの比較的高い周波数成分(超低空間周波数成分を除いたものをいう)が抽出されるが、この抽出された比較的高い周波数成分には、いわゆる高周波成分である放射線ノイズも含まれる。しかし、この比較的高い周波数成分に対して乗じられる強調係数 β (Giris)は、異常陰影等の画像部分であるか否かに応じた信号Girisに基づくものであるため、高周波成分(Dorg - Dus)に例えば量子ノイズ等の不要な成分が含まれていても、その画素が腫瘍陰影等の画像部分を構成するものでない場合は、その画素についての β (Giris)の値は小さいため、その画素に対する強調度合は小さいものとなる。

【0128】一方、画素が腫瘍陰影等の画像部分を構成するものである場合は、その画素についての β (Giris)の値は大きいため、その画素に対する強調度合は大きいものとなる。

【0129】したがって、画像の高周波成分(Dorg - Dus)に放射線ノイズが含まれているか否かに拘らず、異常陰影等の画像部分であるか否かに応じた関数 β (Giris)により、異常陰影等の画像部分を選択的に強調処理することができる。

【0130】本発明の第2の計算機支援画像診断装置によれば、全体画像表示手段は、直接入力された全体画像信号、もしくは全体画像記憶手段を介して入力された全体画像信号に基づいて放射線画像の全体を表示する。一方、この全体画像信号はモーフォロジーフィルターに直接、または全体画像記憶手段を介して入力され、モーフォロジーフィルターは全体画像データに基づき、多重構造要素Biおよびスケール係数 α を用いたモーフォロジ演算を施すことにより、多重構造要素Biよりも空間的に狭い範囲で信号変動する微小部分を検出する。モーフォロジーフィルターは、多重構造要素Biよりも空間的に狭い範囲で信号変動する画像部分を検出した場合には、この画像部分に対する画

素を特定し、特定された画素を示す位置データおよびその画素についてのモーフォロジー信号Dmorを判定手段に出力する。一方、この空間的に狭い範囲で信号変動する画像部分を検出しなかった場合には、そのような位置データ等は出力されない。

【0131】判定手段は、この位置データが入力された場合には、その画像部分が検出されたと判定し、入力された位置データを局所領域抽出手段に出力する。一方、その画像部分が検出されなかったと判定した場合には、位置データがモーフォロジーフィルターから出力されないため処理は終了する。

【0132】一方、局所領域抽出手段には全体画像記憶手段に記憶された全体画像信号も入力され、局所領域抽出手段はこの全体画像信号のうち、入力された位置データに基づいて、異常陰影等の画像部分に対応する画素を含む近傍の画素(これらの画素の集合としての局所領域という)を予め設定された処理手順にしたがって特定したうえで、この局所領域の画像に対応する局所画像信号を抽出する。

【0133】この抽出された局所画像信号は、局所画像強調手段に入力される。またこの局所画像強調手段には、前述のモーフォロジー信号Dmorも入力される。ここで局所画像強調手段は、局所画像信号(オリジナル画像信号)Dorgに対して、モーフォロジー信号Dmorに応じた強調処理を施す。モーフォロジー信号Dmorは、前述したように、空間的に構造要素より狭い範囲で信号変動する画像部分に対応する画素に対しては大きな値を示し、一方、空間的に構造要素より狭い範囲で信号変動する画像部分に対応する画素以外の画素、すなわち空間的に構造要素と一致する範囲あるいは広い範囲で信号変動する画像部分に対応する画素、に対しては小さな値を示す。したがって、モーフォロジー信号Dmorに重み付けをしたうえでもとのオリジナル画像信号と加算することにより、異常陰影等の信号変動の細かい画像部分だけを選択的に、効率よく強調させることができる。

【0134】局所画像強調手段により強調処理された画像信号Dprocは局所画像表示手段に出力され、局所画像表示手段はこの信号に基づいて、微小石灰化陰影等の信号変動の小さい画像部分を含む局所領域の画像を表示する。

【0135】このように、局所画像表示手段には異常陰影等の画像部分がより強調された画像だけ表示されるため、画像観察による診断性能を向上させることができる。

【0136】またこの局所画像等の画像部分を含む局所画像等の画像とは別個に表示されるため、観察読影者はこの局所画像表示手段に表示された局所領域の画像に観察意。これによっても診断性能を向上させることができる。なお、全体画像表示手段が局所画像表示手段を兼ねる構成を採った場合に

も、より強調処理されるのは異常陰影等の画像部分だけであるから、上記の診断性能の向上という効果を得られることはいうまでもない。

【0137】なお、前述したように、強調処理される画像部分は、濃度値が周辺部分よりも低い微小石灰化陰影に限らず、適用するモーフオロジー演算に応じて、濃度値が周辺部分よりも高い微小な陰影等も選択的に強調処理することができる。したがって高濃度高信号レベルの画像信号だけでなく、高輝度高信号レベルの画像信号にも適用することができる。以下の発明においても同様である。

【0138】また、本発明の第2の計算機支援画像診断装置において、局所画像強調手段が、モーフオロジー信号 D_{mor} に応じた出力 $f(D_{mor})$ に変換する変換テーブルと、式(4)に示す異常陰影強調手段とを備えた構成の場合も、上記と同様の作用効果を得ることができる。

【0139】さらに、本発明の第2の計算機支援画像診断装置において、局所画像強調手段が、式(5)または式(6)に示す異常陰影強調手段を備えた構成の場合も、上記と同様の作用効果を得ることができる。

【0140】また、本発明の第2の計算機支援画像診断装置において、局所画像強調手段が、非鮮鋭マスク信号算出手段と変換テーブルと異常陰影強調手段とを備えた構成にあっては、非鮮鋭マスク信号算出手段が、式(2)にしたがって、各画素についての非鮮鋭マスク信号 D_{us} を算出し、変換テーブルがモーフオロジー信号 D_{mor} を、モーフオロジー信号 D_{mor} に応じた強調係数 $\beta(D_{mor})$ に変換し、異常陰影強調手段が、この強調係数 $\beta(D_{mor})$ と非鮮鋭マスク信号 D_{us} とオリジナル画像信号 D_{org} を用いて、オリジナル画像信号 D_{org} に対して式(7)に示す強調処理を施す。

【0141】式(7)第2項の計算処理により、オリジナル画像信号 D_{org} から、その超低空間周波数成分 D_{us} を減算することにより、オリジナル画像信号 D_{org} のうちの比較的高い周波数成分(超低空間周波数成分を除いたものをいう)が抽出されるが、この抽出された比較的高い周波数成分には、いわゆる高周波成分である放射線ノイズも含まれる。しかし、この比較的高い周波数成分に対して乗じられる強調係数 $\beta(D_{mor})$ は、異常陰影等の画像部分であるか否かに応じた信号 D_{mor} に基づくものであるため、高周波成分($D_{org} - D_{us}$)に例えば量子ノイズ等の不要な成分が含まれていても、その画素が微小石灰化陰影等の画像部分を構成するものでない場合は、その画素についての $\beta(D_{mor})$ の値は小さいため、その画素に対する強調度合は小さいものとなる。

【0142】一方、画素が微小石灰化陰影等の画像部分を構成するものである場合は、その画素についての $\beta(D_{mor})$ の値は大きいため、その画素に対する強調度合は大きいものとなる。

【0143】したがって、画像の高周波成分($D_{org} - D_{us}$)に放射線ノイズが含まれているか否かに拘らず、異常陰影等の画像部分であるか否かに応じた関数 $\beta(D_{mor})$ により、異常陰影等の画像部分を選択的に強調処理することができる。

【0144】

【実施例】以下、本発明の計算機支援画像診断装置の実施例について図面を用いて説明する。

【0145】図1は本発明の第1の計算機支援画像診断装置の実施例の概略構成を示すブロック図、図2はこの計算機支援画像診断装置により画像診断に供される乳房の放射線画像(マンモグラム)を示す図である。図示の計算機支援画像診断装置は、マンモグラムの全体の放射線画像(全体画像) P を表す、各画素の濃度値 D_{org} の集合である画像データ(全体画像データ) S を記憶する全体画像メモリ10、全体画像データ S に基づいて、もしくは一旦全体画像メモリ10に記憶された全体画像データ S に基づいて全体画像 P を表示するCRT等の全体画像表示手段30、全体画像メモリ10に記憶された全体画像データ S に基づいて、全体画像 P のうち異常陰影 P_1 を検出するアイリスフィルター40、アイリスフィルター40により異常陰影 P_1 が検出されたか否かを判定する判定手段50、異常陰影 P_1 が検出されたと判定手段50により判定された場合に、全体画像メモリ10に記憶された全体画像データ S のうち、異常陰影 P_1 を含む局所領域の画像 P_2 を表す画像データ(局所画像データ) S_2 を抽出する局所領域抽出手段60、局所領域抽出手段60により抽出された局所画像データ S_2 に基づいた局所領域の画像 P_2 のうち異常陰影 P_1 が、全体画像表示手段30に表示される全体画像 P よりも読影性能が向上するように、異常陰影を示す画像データ(異常陰影画像データ) S_1 に対して画像強調処理を行う局所画像強調手段70、およびこの画像強調処理のなされた局所画像データ S_2 に基づいて局所領域の画像 P_2 を表示するCRT等の局所画像表示手段90、を備えた構成である。

【0146】なお、本実施例において異常陰影は腫瘍陰影を意味する。

【0147】また、アイリスフィルター40は、腫瘍陰影を示す画素について、その画素についての式(15)で示した集中度 C を、腫瘍陰影を構成する画素であるか否かを示す信号 $Giris$ として出力する。

【0148】ただし、対象画像は、本実施例のような医用画像に限るものではなく、工業製品の検査用画像等であってもよい。例えば、内部に巣のある鋳物製品のX線画像について、異常陰影が当該巣の陰影であってもよい。

【0149】また上記局所領域とは、異常陰影である腫瘍陰影を含むこの腫瘍陰影近傍の領域をいうものとする。

【0150】なお、実施例記載中において、画像を構成

する各画素の画像データを濃度信号値 D_{org} と表記し、これら画素の集合により構成される領域の画像データを画像データ S と表記するものとする。また、濃度値 D_{org} は高濃度高信号レベルの信号値である。さらにまた、本実施例の腫瘍陰影は、その濃度値 D_{org} が陰影の中心に向かうにしたがって小さくなる特徴を有する。

【0151】ここでアイリスフィルター40は、前述した（ステップ1）～（ステップ3）にしたがって、特定の画像部分の検出処理のアルゴリズムをいうが、本実施例*

$$D_{us} = (\sum D_{org}) / N^2$$

（ただし、 $\sum D_{org}$ はボケマスク内各画素の画像信号の和）

アイリスフィルター40により抽出された腫瘍陰影を示す画素についての出力 G_{iris} を、図3で表される単調に増加する β (G_{iris}) に変換して出力する変換テーブル72※

$$D_{proc} = D_{org} + \beta (G_{iris})$$

以下、本実施例の計算機支援画像診断装置の作用について説明する。

【0154】全体画像メモリ10に光磁気ディスクや画像読み取り装置等から、内部に腫瘍部を有する乳房を含む全体画像 P を表す全体画像データ S が入力される。また、この全体画像データ S は直接全体画像表示手段30にも入力され（図1のAの経路）、もしくは一旦全体画像メモリ10に記憶されたものとして全体画像表示手段30に入力されて（図1のBの経路）、全体画像表示手段30は、この全体画像データ S に基づいて全体画像 P を表示する。

【0155】一方、全体画像メモリ10に記憶された全体画像データ S はアイリスフィルター40にも入力される。アイリスフィルター40は、前述した手順にしたがって、入力された全体画像データ S の全体に亘って、濃度値 D_{org} に基づいた勾配ベクトルの集中度（式（10）参照）を評価して、腫瘍陰影 P_1 を示す画像データ（以下、腫瘍画像データという） S_1 を検出する。

【0156】すなわち、図2（1）に示したマンモグラムの腫瘍陰影 P_1 の濃度値 D_{org} は陰影の中心に向かうにしたがって小さくなるため、同図（2）に示すように、式（9）で表す勾配ベクトルの向きがその中心に集中するが、一方、血管や乳腺等の画像 P_3 は、その濃度値 D_{org} が陰影の中心線に向かうにしたがって小さくなるため、式（9）で表す勾配ベクトルは同図（3）に示すようにその向きが一定方向を向くことになり、同図（2）の腫瘍陰影の場合のように1点に集中するがない。

【0157】アイリスフィルター40は、このような勾配ベクトルの集中度 C を評価し、さらに前述した（ステップ3）による形状評価を行うことにより、腫瘍陰影 P_1 を示す画像データ S_1 の画素（位置）を特定するとともに、この集中度 C を腫瘍陰影を構成する画素であるか否かを示す信号 G_{iris} として出力する。判定手段50は、アイリスフィルター40によりこの腫瘍陰影 P_1 を示す腫瘍★50

*におけるアイリスフィルター40は、このアルゴリズム自体を指すのではなく、このアルゴリズムによる腫瘍陰影の検出処理をなす手段を意味する。

【0152】また、局所画像強調手段70は詳しくは、局所画像データ S_2 を構成する各画素（濃度値 D_{org} ）について、その画素を中心とした N 列 \times N 行（ N は例えば「5」などの奇数）の画素マトリクスからなるマスク（以下、単にボケマスクという）信号 D_{us} を下記式（2）により算出するボケマスク信号算出手段71と、

（2）

※と、この出力 β (G_{iris}) と前述のボケマスクという信号 D_{us} を用いて、オリジナル画像信号である濃度値 D_{org} に対して、下記式（3）に示す周波数強調処理を施す腫瘍陰影強調手段73とを備えた構成である。

【0153】

$(D_{org} - D_{us})$ (3)

★画像データ S_1 が検出されたことを判定するとともに、腫瘍画像データ S_1 の画素位置を特定する位置データ（以下、腫瘍画素位置データという） D_1 および信号 G_{iris} を局所領域抽出手段60に入力する。

【0158】判定手段50は、アイリスフィルター40によりこの腫瘍陰影 P_1 を示す腫瘍画像データが検出されなかつたと判定した場合には、腫瘍画像データ S_1 の画素位置を特定する腫瘍画素位置データ D_1 を出力せずに処理は終了する。

【0159】一方、腫瘍画像データが検出されたと判定した場合は、局所領域抽出手段60には全体画像メモリ10に記憶された全体画像データ S も入力され、局所領域抽出手段60は入力された全体画像データ S のうち、腫瘍画素位置データ D_1 に基づいて腫瘍画像データ S_1 の画素を含む近傍の画素（これらの画素の集合としての局所領域）を、予め設定された処理手順にしたがって特定したうえで、この局所領域の画像 P_2 を表す局所画像データ S_2 を抽出する。

【0160】抽出された局所画像データ S_2 および信号 G_{iris} は局所画像強調手段70に入力される。

【0161】局所画像強調手段70に入力された局所画像データ S_2 を構成する各画素（濃度値 D_{org} ）について、まず超低空間周波数成分を算出するボケマスク信号算出手段71により、ボケマスク信号 D_{us} が算出される。

次に、アイリスフィルター40からの入力 G_{iris} が変換テーブル72により β (G_{iris}) に変換される。この変換テーブル72は、図3に示すように単調増加関数である。すなわち、信号 G_{iris} は式（15）に示した集中度 C を表すものであり、集中度 C が大きな値を採る場合は、その画素が腫瘍陰影に対応した画素であることを示す。したがって、変換テーブル72の出力 β (G_{iris}) が大きな値を出力するのは、その画素が腫瘍陰影を構成する画素の場合である。

【0162】腫瘍陰影強調手段73は、オリジナル画像信

号Dorgとポケマスク信号算出手段71により算出されたポケマスク信号Dusとの差信号である比較的高い周波数成分(Dorg - Dus)を算出し、さらに変換テーブル72からの出力 β (Giris)との積 β (Giris)・(Dorg - Dus)を算出し、この積に原画像の濃度値Dorgを加算して式(3)で示す周波数強調処理の施された信号Dprocを出力する。

【0163】この周波数強調処理によれば、アリスフィルター40により得られた腫瘍陰影を構成する画素か否かに応じた信号Dirisに基づく強調係数 β (Giris)で、高周波成分(Dorg - Dus)を強調するため、この高周波成分(Dorg - Dus)に例えば量子ノイズ等が含まれていても、その画素が腫瘍陰影等の画像部分を構成するものでない場合(例えば、血管等の陰影の場合)は、その画素についての β (Giris)の値は小さいため、強調度合は小さいものとなる。一方、画素が腫瘍陰影等の画像部分を構成するものである場合は、その画素についての β (Giris)の値は大きいため、その強調度合は大きいものとなる。

【0164】したがって、画像の高周波成分(Dorg - Dus)に放射線ノイズが含まれているか否かに拘らず、腫瘍陰影であるか否かに応じた関数 β (Giris)により、腫瘍陰影部分を選択的に強調処理することができる。

【0165】局所画像表示手段90は、この局所画像強調手段70により局所領域の画像P₂のうち腫瘍陰影P₁が強調処理された画像を表示する。

【0166】このように全体画像のうち、腫瘍陰影P₁の画像だけが別個に局所画像表示手段90に表示されるため、読影者はその表示された局所領域の画像に観察意識、診断意識を集中することができ、診断性能を向上させることができる。

【0167】また、全体画像表示手段30が局所画像表示手段90を兼ねる構成であってもよく、その場合であっても、表示された全体画像Pのうち腫瘍陰影P₁の画像だけが選択的に強調されるため、これによって診断性能が向上する。

【0168】なお、局所画像強調手段70は、式(3)に示す強調処理を施す異常陰影強調手段73に代えて、式(1)に示す強調処理を施す異常陰影強調手段を備えた構成をとってもよく、この場合も上記実施例と同様の作用効果を得ることができる。

【0169】図4は本発明の第2の計算機支援画像診断装置の実施例の概略構成を示すブロック図、図5はこの計算機支援画像診断装置により画像診断に供される乳房の放射線画像(マンモグラム)を示す図である。図示の計算機支援画像診断装置は、上記第1の実施例の計算機支援画像診断装置の、アリスフィルター40に代えてモーフォロジーフィルター40'を、変換テーブル72に代えてモーフォロジーフィルター40'により抽出された微小

石灰化陰影を示す画素についての出力Dmorを図6

(a)で表される単調に増加する β (Dmor)に変換して出力する変換テーブル72'を、腫瘍陰影強調手段73に代えて式(7)に示す周波数強調を施す石灰化陰影強調手段73'を、それぞれ備えた以外は、第1の実施例の計算機支援画像診断装置と同じ構成である。

【0170】なお、本実施例における異常陰影は微小石灰化陰影である。

【0171】また、本実施例におけるモーフォロジーフィルター40'は、このアルゴリズム自体を指すのではなく、このアルゴリズムによる石灰化陰影の検出処理(式(26)で表すモーフォロジー処理)をなす手段を意味する。

【0172】以下、本実施例の計算機支援画像診断装置の作用について説明する。

【0173】全体画像メモリ10に光磁気ディスクや画像読取装置等から、内部に石灰化部を有する乳房を含む全体画像Pを表す全体画像データSが入力される。また、この全体画像データSは直接、全体画像表示手段30にも入力され(図4のAの経路)、もしくは一旦全体画像メモリ10に記憶されたものとして全体画像表示手段30に入力されて(図4のBの経路)、全体画像表示手段30は、この全体画像データSに基づいて全体画像Pを表示する。

【0174】一方、全体画像メモリ10に記憶された全体画像データSはモーフォロジーフィルター40'にも入力される。モーフォロジーフィルター40'は、式(26)にしたがって、石灰化陰影P₁を示す画像データ(以下、石灰化画像データという)S₁を検出する。

【0175】すなわち、図5(1)に示したマンモグラムのI-I線断面における濃度値Dorgの分布は同図(2)に示すものとなるが、微小石灰化陰影P₁は、構造要素Bより空間的に狭い範囲の変動であり、その濃度値が周囲の画像部分の濃度値より小さいため、式(26)のDmorの値はゼロ以外の所定の値を有し、クロージング処理により平滑化される。一方、構造要素Bよりも空間的に広い範囲で変動する画像部分である血管や乳腺の画像P₃は、Dmorの値がゼロとなり、クロージング処理で平滑化されない。

【0176】これにより、モーフォロジーフィルター40'により微小石灰化陰影P₁を示す画像データS₁の画素(位置)が特定される。判定手段50は、モーフォロジーフィルター40'によりこの微小石灰化陰影P₁を示す微小石灰化像データS₁が検出されたことを判定するとともに、微小石灰化像データS₁の画素位置を特定する位置データ(以下、石灰化画素位置データという)D₁、およびモーフォロジーフィルター40'により抽出された微小石灰化陰影の濃度値の変動Dmorを、局所領域抽出手段60に入力する。

【0177】判定手段50は、モーフォロジーフィルター

40'によりこの石灰化陰影P₁を示す石灰化画像データが検出されなかつたと判定した場合には、石灰化画像データS₁の画素位置を特定する石灰化画素位置データD₁を出力せずに処理は終了する。

【0178】一方、石灰化画像データが検出されたと判定した場合は、局所領域抽出手段60には全体画像メモリ10に記憶された全体画像データSも入力され、局所領域抽出手段60は入力された全体画像データSのうち、石灰化画素位置データD₁に基づいて石灰化画像データS₁の画素を含む近傍の画素（これらの画素の集合としての局所領域）を、予め設定された処理手順にしたがって特定したうえで、この局所領域の画像P₂を表す局所画像データS₂を抽出する。

【0179】抽出された局所画像データS₂および信号D_{mor}は局所画像強調手段70'に入力される。

【0180】局所画像強調手段70'に入力された局所画像データS₂を構成する各画素（濃度値D_{org}）について、まず超低空間周波数成分を算出するボケマスク信号算出手段71により、ボケマスク信号D_{us}が算出される。次に、モーフォロジーフィルター40からの入力D_{mor}が変換テーブル72により β (D_{mor})に変換される。この変換テーブル72'は、図6(a)に示すように単調増加関数である。すなわち、信号D_{mor}が大きな値を探る場合は、その画素が石灰化陰影に対応した画素であることを示す。したがって、変換テーブル72'の出力 β (D_{mor})が大きな値を出力するのは、その画素が石灰化陰影を構成する画素の場合である。

【0181】また、この変換テーブル72'によれば、D_{mor}の極小さい領域C₁においてその出力 β (D_{mor})は極小さい値に抑制されるため、画像強調は殆どなされず、処理画像信号D_{proc}はオリジナル画像信号D_{org}に近いものとなる。すなわち、図5(2)に示した濃度値の分布曲線上には実際には、同図(3)の拡大図に示すように、放射線ノイズが重畳しているが、式(26)の第2項のクロージング処理により、この放射線ノイズは同図(3)の破線で示すように平滑化される。したがってD_{mor}の値を非常に細かく変動させることとなるが、微小石灰化陰影による変動D_{mor}に比べてその変動量自体は小さいため、領域C₁とC₂との境界値を予め適当に設定することにより、この高周波ノイズが強調されるのを防止することができる。

【0182】一方、領域C₃においては、その出力 β (D_{mor})の変化がD_{mor}の変化に対して抑制されるが、これは、既にある程度のコントラストを有する画像部分について過度の強調処理がなされるのを防止するためである。過度の強調処理がなされると、その画像部分以外の画像部分のコントラストが相対的に低下するため、反って読影性能が低下するからである。

【0183】石灰化陰影強調手段73'は、変換テーブル72'からの出力 β (D_{mor})とボケマスク信号算出手段

71からの出力であるボケマスク信号D_{us}に基づいて、式(26)で示す周波数強調処理を施す。

【0184】この周波数強調処理によれば、モーフォロジーフィルター40'により得られた石灰化陰影を構成する画素か否かに応じた信号D_{mor}に基づく強調係数 β (D_{mor})で、高周波成分 (D_{org} - D_{us})を強調するため、この高周波成分 (D_{org} - D_{us})に例えば量子ノイズ等が含まれていても、その画素が石灰化陰影等の画像部分を構成するものでない場合（例えば、血管等の陰影の場合）は、その画素についての β (D_{mor})の値は小さいため、強調度合は小さいものとなる。一方、画素が石灰化陰影等の画像部分を構成するものである場合は、その画素についての β (D_{mor})の値は大きいため、その強調度合は大きいものとなる。

【0185】したがって、画像の高周波成分 (D_{org} - D_{us})に放射線ノイズが含まれているか否かに拘らず、石灰化陰影等の特定の画像部分であるか否かに応じた関数 β (D_{mor})により、特定の画像部分を選択的に強調処理することができる。

【0186】局所画像表示手段90は、この局所画像強調手段70'により局所領域の画像P₂のうち石灰化陰影P₁が強調処理された画像を表示する。

【0187】このように全体画像のうち、石灰化陰影P₁の画像だけが別個に局所画像表示手段90に表示されるため、読影者はその表示された局所領域の画像に観察意識、診断意識を集中することができ、診断性能を向上させることができる。

【0188】また、全体画像表示手段30が局所画像表示手段90を兼ねる構成であってもよく、その場合であっても、表示された全体画像Pのうち石灰化陰影P₁の画像だけが選択的に強調されるため、オーバーシュートやアンダーシュートが抑制され、これによるアーチファクトが低減されて診断性能の向上した再生画像を得ることができる。

【0189】なお本実施例におけるモーフォロジーフィルター40'は、式(26)で示したモーフォロジー演算を適用したものであるが、本発明においてはこれに限るものではなく、式(25)、(27)～(31)に示したうちのいずれのモーフォロジー演算を用いた強調処理であってもよい。

【0190】ところで、モーフォロジーフィルター40'によるモーフォロジー演算の式(25)～(31)による微小石灰化陰影の検出処理でだけでは、微小石灰化陰影と類似の陰影も検出される場合がある。すなわち、式(25)～(31)のD_{mor}の値はゼロにならないような、石灰化陰影とほぼ同一の大きさの、石灰化陰影ではない画像（以下、非石灰化陰影という）も検出される場合がある。このような非石灰化陰影について強調処理をしたのでは、適切な診断に支障をきたす虞がある。

【0191】そこでこのような非石灰化陰影が石灰化陰

35

影とともに検出されるのを防止して、より正確に石灰化陰影だけを検出するために、モーフォロジーフィルター40'に以下に示す判定機能を付加してもよい。

【0192】すなわち、式(32)に示すモーフォロジー演算に基づく微分演算を行い、Mgradの値が大きいほど*

$$Mgrad = (1/2) \cdot (D_{org} \oplus \lambda B - D_{org} \ominus \lambda B)$$

36

* 石灰化陰影である可能性が大きいため、その後に、式(25)～(31)に代えて、式(33)に示す論理演算を行う。

【0193】

【数21】

(32)

```
if D_{mor}(x, y) ≥ T1 and Mgrad ≥ T2
  then D_{mor}(x, y) = D_{mor}(x, y)
  else D_{mor}(x, y) = 0
```

【0194】この式(33)で得られたD_{mor}の値がゼロの場合は、その画素は非石灰化陰影であるから、式(7)による強調処理はなされず、D_{mor}の値がゼロ以外の場合は、その画素は石灰化陰影であるから、式(7)による強調処理がなされる。なお、式(33)中のT1, T2は実験的に設定された閾値である。

【0195】また、この式(32)および(33)による判定

$$D' = D_{mor} \ominus \lambda_1 B \oplus \lambda_1 B$$

$$D_c(x, y) = D' \oplus \lambda_2 B \ominus \lambda_2 B$$

※定の他に、マルチスケールのオープニング処理とクローシング処理との組合せによって、石灰化陰影と非石灰化陰影との判別の判定をすることもできる。

【0196】具体的には、下式(34)～(36)によってD_{mor}の値を設定すればよい。

【0197】

【数22】

(34)

(35)

```
if D_c(x, y) ≥ T then D_{mor}(x, y) = D_{mor}(x, y)
  else D_{mor}(x, y) = 0
```

【0198】なお、式(36)中のTは実験的に設定された閾値である。

【0199】また、本実施例の局所画像強調手段70'は、式(7)に示す強調処理を施す異常陰影強調手段73'に代えて、式(4)～(6)のうちいずれかに示す強調処理を施す異常陰影強調手段を備えた構成をとつてもよく、この場合も上記実施例と同様の作用効果を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1実施例の計算機支援画像診断装置の概略構成を示すブロック図

【図2】(1)図1に示した計算機支援画像診断装置により画像診断に供される乳房の放射線画像(マンモグラム)を示す図

(2)腫瘍陰影における勾配ベクトルの集中度を示す図

(3)血管等における勾配ベクトルの集中度を示す図

【図3】変換テーブルを表す関数のグラフ

【図4】第2実施例の計算機支援画像診断装置の概略構成を示すブロック図

【図5】図4に示した計算機支援画像診断装置により画像診断に供される乳房の放射線画像(マンモグラム)を示す図

【図6】変換テーブルを表す関数のグラフ

【図4】モーフォロジー演算の基本的な作用を説明する図

【図5】モーフォロジーフィルターにおける多重構造要★50

★素を示す図

【図6】モーフォロジー信号D_{mor}に基づく強調関数β(D_{mor})を示す図

【図7】勾配ベクトルを算出するマスクを示す図

30 【図8】注目画素についての勾配ベクトルの集中度の概念を示す図

【図9】注目画素を中心とする放射状の線を示す図

【図10】モーフォロジー演算の基本的な作用を説明する図

【図11】モーフォロジーフィルターにおける多重構造要素を示す図

【図12】モーフォロジー信号D_{mor}に応じた関数f(D_{mor})を示す図

【図13】オリジナル画像信号D_{org}に基づく強調関数β(D_{org})を示す図

40 【図14】モーフォロジー信号D_{mor}に基づく強調関数β(D_{mor})を示す図

【図15】スケルトン処理を示す説明図

【図16】オーバーシュート、アンダーシュートを抑制する関数f(D_{org} - D_{us})を表すグラフ

【符号の説明】

10 全体画像メモリ

30 全体画像表示手段

40 アイリスフィルター

40' モーフォロジーフィルター

50 判定手段

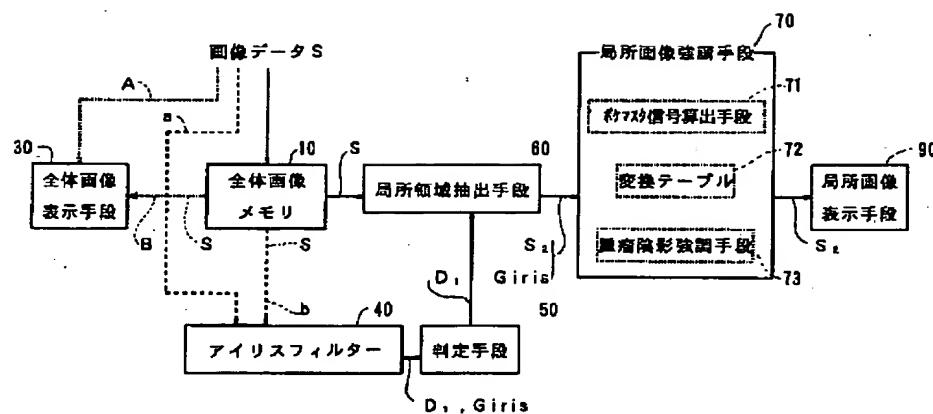
37

38

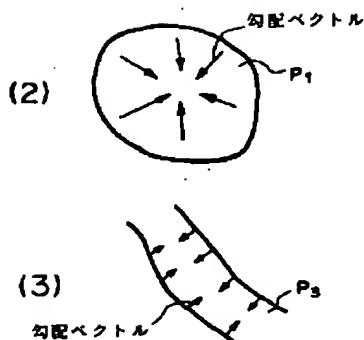
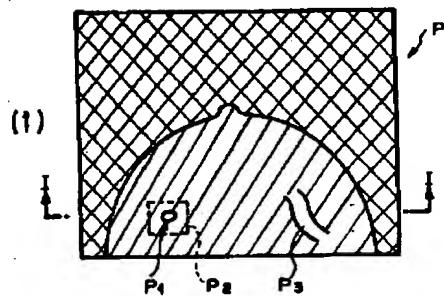
- 60 局所領域抽出手段
- 70 局所画像強調手段
- 71 ポケマスク信号算出手段
- 72, 72' 変換テーブル

- 73 肿瘍陰影強調手段
- 73' 微小石灰化陰影強調手段
- 90 局所画像表示手段

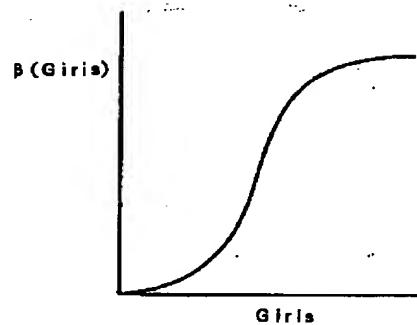
【図1】



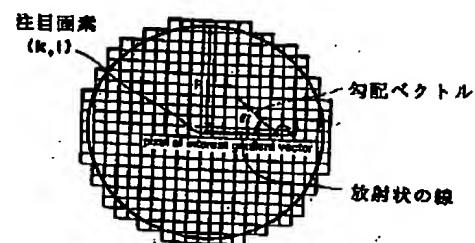
【図2】



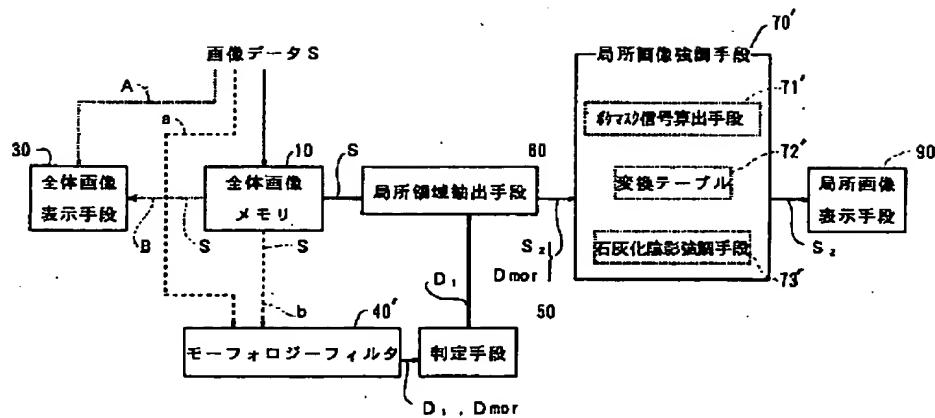
【図3】



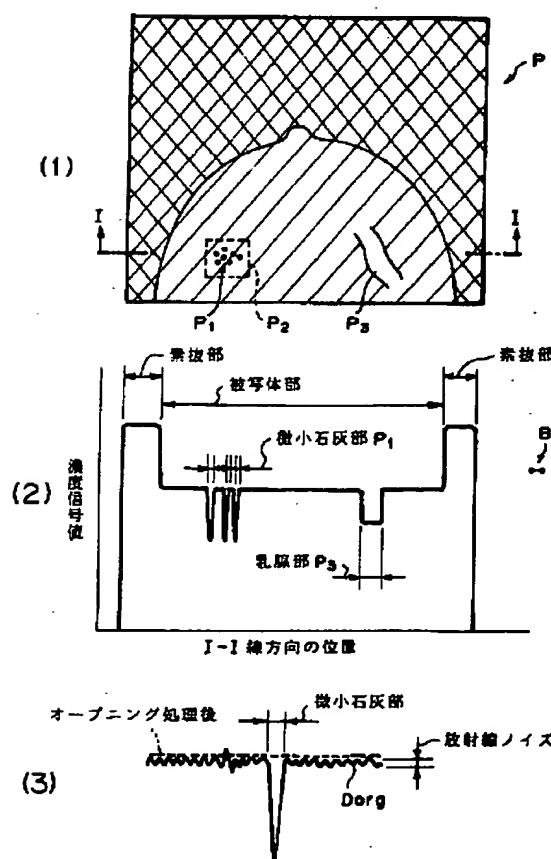
【図8】



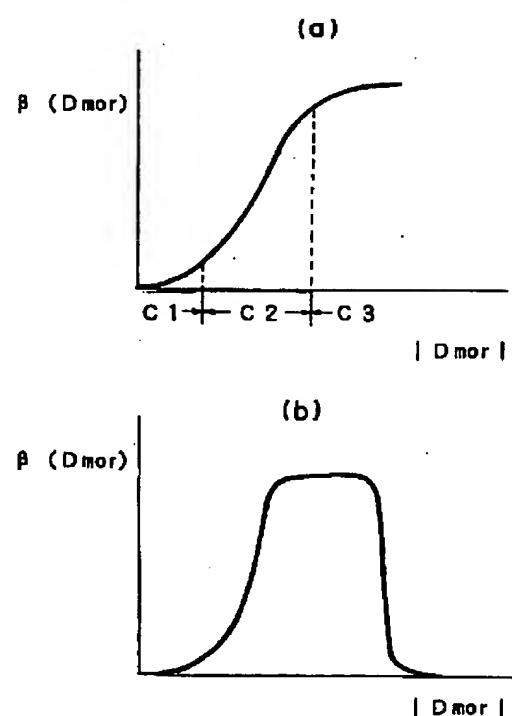
〔図4〕



(图5)



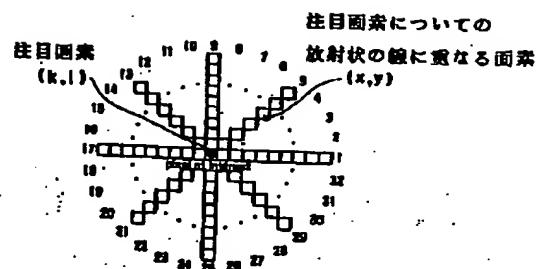
【図6】



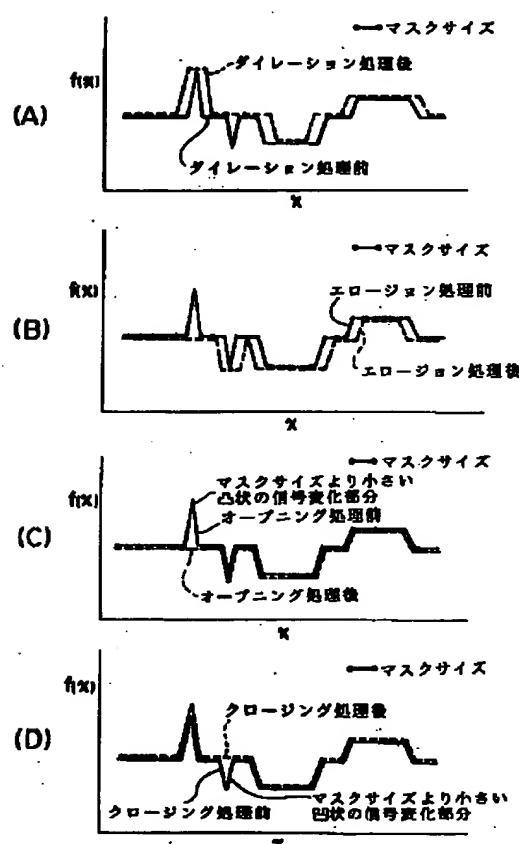
【図7】

f_1	f_2	f_3	f_4	f_5
f_6				f_7
f_8		■ 素	f_9	f_{10}
f_{11}				f_{12}
f_{13}	f_{14}	f_{15}	f_{16}	f_{17}

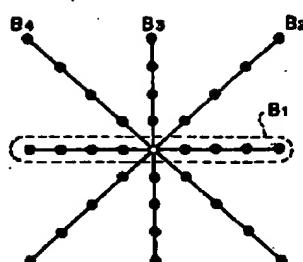
【図9】



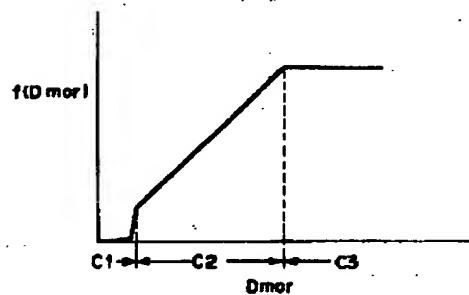
【図10】



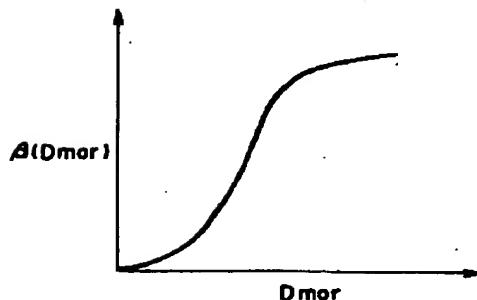
【図11】



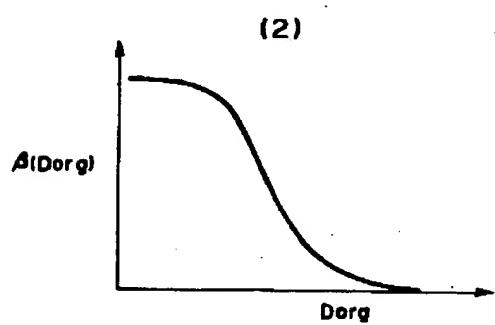
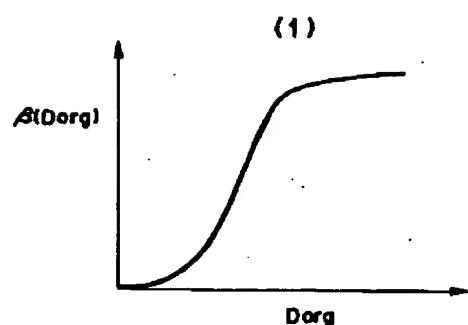
【図12】



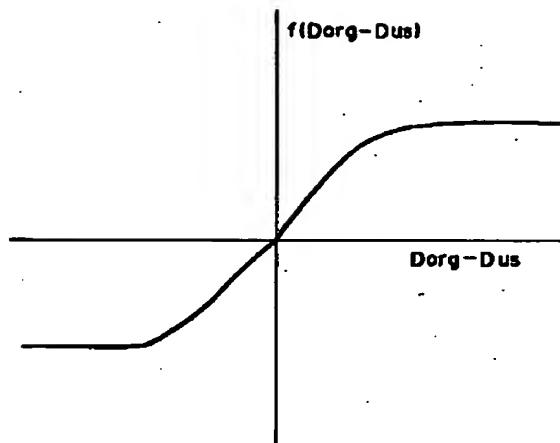
【図14】



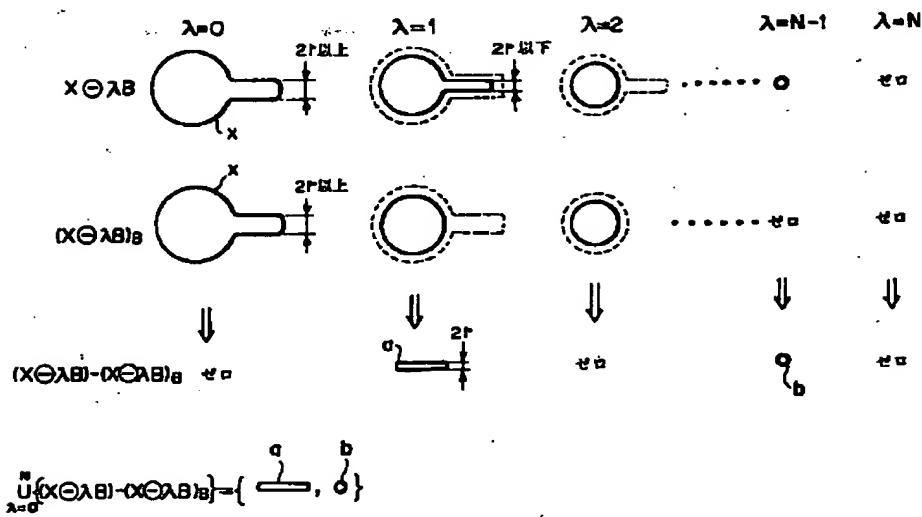
【図13】



【図16】



【図15】



【手続補正書】

【提出日】平成7年10月18日

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】図面の簡単な説明

【補正方法】変更

【補正内容】

【図面の簡単な説明】

【図1】第1実施例の計算機支援画像診断装置の概略構成を示すブロック図

【図2】(1)図1に示した計算機支援画像診断装置により画像診断に供される乳房の放射線画像(マンモグラム)を示す図

(2)腫瘍陰影における勾配ベクトルの集中度を示す図

(3)血管等における勾配ベクトルの集中度を示す図

【図3】変換テーブルを表す関数のグラフ

【図4】第2実施例の計算機支援画像診断装置の概略構成を示すブロック図

【図5】図4に示した計算機支援画像診断装置により画像診断に供される乳房の放射線画像(マンモグラム)を示す図

【図6】変換テーブルを表す関数のグラフ

【図7】勾配ベクトルを算出するマスクを示す図

【図8】注目画素についての勾配ベクトルの集中度の概念を示す図

【図9】注目画素を中心とする放射状の線を示す図

【図10】モーフォロジー演算の基本的な作用を説明する図

る図

【図11】モーフォロジーフィルターにおける多重構造要素を示す図

【図12】モーフォロジー信号 D_{mor} に応じた関数 $f(D_{mor})$ を示す図【図13】オリジナル画像信号 D_{org} に基づく強調関数 $\beta(D_{org})$ を示す図【図14】モーフォロジー信号 D_{mor} に基づく強調関数 $\beta(D_{mor})$ を示す図

【図15】スケルトン処理を示す説明図

【図16】オーバーシュート、アンダーシュートを抑制する関数 $f(D_{org} - D_{us})$ を表すグラフ

【符号の説明】

10 全体画像メモリ

30 全体画像表示手段

40 アイリスフィルター

40' モーフォロジーフィルター

50 判定手段

60 局所領域抽出手段

70 局所画像強調手段

71 ポケマスク信号算出手段

72, 72' 変換テーブル

73 腫瘍陰影強調手段

73' 微小石灰化陰影強調手段

90 局所画像表示手段

【手続補正書】

【提出日】平成8年1月31日

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0033

【補正方法】変更

$$C_i(n) = \sum_{j=1}^n ((\cos \theta_{ij}) / n), \quad R_{min} \leq R_{max} \quad (13)$$

(R_{min} は抽出しようとする腫瘍陰影の半径の最小値、 R_{max} は抽出しようとする腫瘍陰影の半径の最大値を表す)

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0034

【補正方法】変更

【補正内容】

【0034】すなわち、複数の線のすべてについて、前記線ごとに、該線上の前記注目画素から、検出しようとする腫瘍陰影の最小の大きさから最大の大きさまでにそ

【補正内容】

【0033】

【数4】

れぞれ対応する距離にある画素までの全画素の前記指標値 $\cos \theta_j$ の平均値を算出する。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0045

【補正方法】変更

【補正内容】

【0045】

【数7】

$$C_i(n) = \frac{1}{n - R_{\min} + 1} \sum_{j=R_{\min}}^n \cos \theta_j \quad ; \quad R_{\min} \leq n \leq R_{\max} \quad (13')$$

すなわち、複数の線のすべてについて、前記線ごとに、該線上の前記注目画素から検出しようとする腫瘍陰影の最小の大きさに対応する距離にある画素から、最大の大

きさに対応する距離にある画素までの全画素の前記指標値 $\cos \theta_j$ の平均値を算出すればよい。